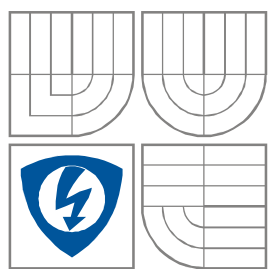


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ  
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND  
COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

## ELEKTROMYOGRAFIE, MĚŘENÍ ELEKTRICKÉ AKTIVITY SVALŮ

ELECTROMYOGRAPHY, MEASUREMENT OF MUSCLE ELECTRIC ACTIVITY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Peter Kořínek

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

BRNO, 2008

# LICENČNÍ SMLOUVA

## POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

### 1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Kořínek Peter  
Bytem: Holého 568, Nižná 02743, Slovensko  
Narozen/a (datum a místo): 8. října 1984 v Trstenej

(dále jen „autor“)

a

### 2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií  
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00  
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:  
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika  
(dále jen „nabyvatel“)

## Čl. 1

### Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☐ diplomová práce
- ☒ bakalářská práce
- ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako .....  
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Elektromyografie, měření elektrické aktivity svalů

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: \_\_\_\_\_

VŠKP odevzdal autor nabyvateli\*:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

---

\* hodící se zaškrtněte

## Článek 2

### Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
  - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
  - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
  - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
  - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
  - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy  
(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

## Článek 3

### Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 6. června 2008

.....  
Nabyvatel

.....  
Autor

## **ABSTRAKT**

Úlohou této práce bylo seznámit se s problematikou měření elektrické aktivity svalu. Byla to teoretická část ve které jsem se dále seznámil s počítačovým měřicím systémem Biopac a jeho možnostmi měření sledovaných veličin. Následovala praktická část, ve které problematiku podle teoretických poznatků sledujeme na skupině lidí. Podle protokolu zjištění vlivu fyzické zátěže na EMG jsem Biopacem získal data a ty jsem statisticky analyzoval. Získanými daty byla ověřena hypotéza. V posledním kroku jsou data prezentovaná v grafickom prostředí Matlab-Guide. Po načtení EMG měřené osoby jsou zobrazeny průběhy bez, s a po výkoně se zátěží. Lze volit z různých analýz.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Elektromyografie, motorická jednotka, Biopac, EMG, elektrická aktivita svalu, integrál, diferenciál, stomatický, kortizol, Matlab, Guide, spektrum, Fourierova transformace, obálky EMG

## **PRECIS**

The task of this thesis was to become acquainted with the issue of measuring of muscle electric activity. In the theoretical part we became familiar with the computer measuringsystem BIOPAC and its options to measure monitored magnitudes.

This continue with practical part, in which we watch the problematic according to a theory in a group of people. We learned data with BIOPAC according to protocol of the result of physicaleffort influence on EMG. In the end the results were statistically analysed. The data as a product offallowing research were verified by hypothesis. In the last step, the data are presented in graphical user interface development environment. After loading of the EMG of measured person, the process are displayed-without, with and after the power with onus. It is possible to choose from different analyses.

## **KEYWORDS**

Electromyography, motor troop, Biopac, EMG, muscle electric activity, integral, differential, stomatis, cortisol, Matlab, Guide, spectrum, Fourier transform, envelopes of EMG



# Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Elektromyografie, měření elektrické aktivity svalů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 6. června 2008

.....  
podpis autora

# Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 6. června 2008

.....  
podpis autora

# OBSAH

Úvod .....	11
1 Elektromyografia .....	12
1.1 Elektrická aktivita činného svalu - akčný potenciál (AP) .....	12
1.2 Interferencia u povrchovej EMG .....	13
1.3 Emg poskytuje .....	13
1.4 Elektrody .....	14
1.5 Riadenie a odstupňovanie sily .....	15
1.6 Aktivita motorickej jednotky (MJ) vzhľadom k sile .....	16
1.7 Aktivácia svalu .....	17
2 Svalové vlákna a typy svalových vlákien .....	18
2.1 Typy svalových vlákien .....	18
2.2 Vyšetrenie a určenie typu svalových vlákien .....	19
3 Závislosť sily - EMG signál .....	22
3.1 Amplitúda EMG signálu .....	22
3.2 Normalizácia amplitúdy EMG .....	24
3.3 Integrál .....	25
4 Meranie a spracovanie dát .....	27
4.1 Meranie pomocou Biopacu .....	27
4.2 Analyzovaný výber dát .....	28
4.3 Výber svalstva, postup merania a podmienky späté s meraním .....	29
5 Párový t-test .....	31
5.1 Štatistický výpočet .....	32
5.2 Overenie štatistickej významnosti 2- vplyv únavy na EMG amplitudu .....	33
6 Programové prostredie Matlab .....	34
6.1 Prostredie Matlab .....	34
6.2 Prostredie Guide .....	36
6.3 Prezentácia priebehov .....	36
6.3.1 Priebeh signálu EMG .....	38
6.3.2 Priebeh signálu EMG po odstránení sieťovej zložky .....	39
6.3.3 Priebeh signálu EMG po zarovnaní .....	40
6.3.4 Položenie EMG signálu na nulovú hodnotu .....	41
6.3.5 Zobrazenie amplitudového spektra signálu EMG .....	42
6.3.6 EMG- Amplitudové spektrum po odstránení sieťovej zložky .....	43
6.3.7 Absolútna hodnota EMG .....	44
6.3.8 Obálky EMG .....	45
Záver .....	47
Zoznam použitej literatúry .....	48
Príloha I: Dáta pre štatistické spracovanie z nameraných hodnôt .....	i

# Zoznam obrázkov

Obr. 1-Povrchové elektródy .....	15
Obr. 2- Ihlové elektródy .....	15
Obr. 3- normalizovaný vzťah sily .....	23
Obr. 4-integral pod krivkou.....	25
Obr 5. Elektromyografický zosilovač .....	27
Obr.6 -Korekcia EMG100C .....	28
Obr 8. Časový priebeh signálu EMG .....	28
Obr.9 Ukážka merania bez záťaže .....	29
Obr.10 Ukážka merania so záťažou .....	30
Obr.11 Ukážka merania po výkone so záťažou .....	30
Obr.12 prostredie Matlab .....	34
Obr 13. Ukažka *.m. file .....	35
Obr.14 grafické prostredie Guide .....	36
Obr. 16 Samotný zobrazovací program GUIDE .....	37
Obr. 17 Priebeh signálu EMG .....	38
Obr. 18 Priebeh signálu EMG po odstránení sieťovej zložky.....	39
Obr. 19 Priebeh signálu EMG po zarovnaní .....	40
Obr. 20 Položenie EMG signálu na nulovú hodnotu .....	41
obr.21 Zobrazenie amplitudového spektra signálu EMG.....	42
obr.22 amplitudové spektrum po odstránení sieťovej zložky .....	43
Obr.23 Absolútna hodnota EMG .....	44
Obr.24 Obálky EMG zobrazené Guidom.....	45
Obr.25 Obálky EMG zobrazené BIOPACOM.....	46



# Úvod

Elektromyografia (EMG) patrí medzi najbežnejšie neurofyzilogické metódy. Spolu s klinickým neurologickým vyšetrením a zobrazovacími metódami tvorí súčasť diagnostiky ochorenia nervového systému. Výsledky neurofyzilogického vyšetrenia nás informujú o funkčnom stave centrálného či periférneho nervového systému, preukazujú subklinické ťažkosti a sledujú dynamiku zmien funkčného stavu jednotlivých nervových systémov. Ide o zisťovanie akčných potenciálov vznikajúcich vo svalovom tkanive a nervových vláknach. Akčné potenciály, ktoré vznikajú pri depolarizácii svalovej membrány možno zachytiť ihlovými alebo povrchovými, kontaktnými elektródami prilepenými na kožu. Informácia z kontaktných elektród alebo z EMG ihly sa spracuje v PC a prevedie sa vo forme EMG krivky na monitor počítača, respektíve vo forme zvukového signálu na reproduktory.

Mojou metódou, náplňou a záľubou bolo zistenie, či vôbec a ak áno, do akej miery môže fyzická záťaž a úkon po výkone ovplyvniť sval. K tomuto zisteniu sa pričínila skupina ôsmich ľudí, ktorých som zmeral pomocou systému Biopac. Meranie je náročné hlavne na fyzickú kondíciu. K tomu aby som získal vhodné data som osobám meral lýtkový sval. Jeho základnou výhodou, je že na jeho regeneráciu stačí 24 hodín. Tým sa oneskorenie intenzívnej bolesti svalov značne skrátil oproti iným svalovým partiám. Meranie prebieha bez záťaže, so záťažou a po výkone so záťažou tohto sval. Nasleduje ich spracovanie, vyhodnotenie, vhodné overenie a konštatovanie k čomu dochádza táto problematika.

Posledná kapitola prezentuje namerané priebehy v grafickom prostredí Matlab v Guide. Bola prevedená frekvenčná analýza a porovnanie výkonových stavov zistených ako plochy pod obálkami.

# 1 Elektromyografia

**Elektromyografia** (EMG) je vyšetrovacia metóda, ktorá je založená na pozorovaní povrchovej alebo intramuskulárnej svalovej aktivity. Zaznamenáva zmenu elektrického potenciálu, ku ktorej dochádza pri svalovej aktivácii. EMG poskytuje značné možnosti uplatnenia, ale zároveň má veľa obmedzení. Je nutné, aby limitácia bola úplne pochopená, uvážená a eventuálne odstránená, takže metóda môže byť uplatnená na vedeckých základoch a nielen na jednoduchom použití. EMG je príliš ľahká na použitie, ale taktiež príliš ľahká na zneužitie.

## 1.1 Elektrická aktivita činného svalu - akčný potenciál (AP)

AP vzniká, keď depolarizačný prúd (vzruch) prekoná potenciál na úrovni prahu a vyvolá otváranie kanálov  $\text{Na}^+$ , ktoré vedie k zvýšeniu „pozitivity“ vo vnútri bunky a k postupnému rozvoju AP.

Ak je sval voľne aktivovaný, šíri sa akčný potenciál vznikajúci v motorickom kortexe v mozgu pyramídovou dráhou k bunkám predných rohov miešnych, kde je predávaný motoneurónom. Z motoneurónu je AP vedený všetkými jeho vetvami k jednotlivým svalovým vláknam a ďalej sa šíri po ich membránach.

Vzrušenie idúce cez motorické nervy dosahuje rôzne motorické jednotky v inom okamihu, takže sa nekontrahujú súčasne, ale striedavo- asynchrónne. Ich kontrakcia však na seba nadväzuje. Kontrakcia každého svalového vlákna príslušného určitej vzrušenej MJ je dej jednorazový. Každý nervový vzruch vyvolá po uplynutí latentnej doby iba jednu kontrakčnú vlnu, bežiacu po vlákne od inervačného miesta za vlnou vzrušivou (s určitým fázovým posunom). Rýchlosť vzrušivej a kontrakčnej vlny môžu byť v jednotlivých vláknach značne rozdielne. Vznik kontrakčnej vlny vlákna je signalizovaný AP. Prvé známky mechanické reakcie spadajú u kostrčného svalu do zostupnej časti AP.

Vzrušenie svalového vlákna podlieha vo väčšine prípadov známemu zákonu „všetko alebo nič“. Nemusí to tak byť úplne vždy. Ak je do svalového vlákna privedených viac podprahových impulzov, môže vzniknúť AP ich sumáciou.

U povrchovej EMG prechádza AP cez príľahlé svalové tkanivo, hlavne tuk a kožu, na ktorom povrchu sú detekované. EMG signál je výsledkom sledov akčných potenciálov motorických jednotiek, ktoré sú detekované povrchovou elektródou v blízkosti kontrahovaných svalových vlákien.

Elektrická aktivita svalu využíva pre posudzovanie mechanickej aktivity možnosť relatívneho združenia registrovaných elektrických signálov s veličinami, ktoré popisujú mechanický efekt kontrakcie. Možnosť priradenia môže u niektorých dostatočne istých prípadoch viesť až k náhrade. Vo všeobecnosti je priradenie elektrickej aktivity (EA) k mechanickým hodnotám skomplikované rôznymi vplyvmi. Ich prehliadnutie môže viesť pri interpretácii výsledkov ku skreslenému

a zjednodušenému názoru na skutočné pomery. Zdrojom ďalšieho skreslenia môže byť vlastný registračný postup, použitá aparatura a spôsob kvantifikácie EMG získaného práve pomocou kožných elektród.

## **1.2 Interferencia u povrchovej EMG**

Výboje a frekvencia výbojov jednotlivých AP motorických jednotiek sú na seba nezávislé. Synchronizácia vykazuje 10- 20% AP v malých svalov, kde sa oblasť jednej motorickej jednotky rozprestiera cez celý sval, je synchronizovaných 20 – 50% výbojov. Frekvencia jednej motorickej nie je vysoká – 6-25 AP za sekundu ( v závislosti na intenzite kontrakcie a druhu svalov). Môžeme očakávať, že v povrchovej EMG sa môžeme v dôsledku značnej asynchrónnej činnosti jednotlivých motorických jednotiek (ďalej len MJ) stretnúť s vyššími a nepravidelnými frekvenciami. Pretože na povrchovej elektróde sa propaguje veľa rôznych časovo posunutých napätí, má získaná krivka zložitý a nepravidelný priebeh. Výsledný EMG záznam nie je jednoduchou sumáciou jednotlivých elementárnych napätí, ale platia preň zákony interferencie jednotlivých výbojov. Komplikované interferenčné pochody predchádzajú vzniku EMG, ktoré prebiehajú v priestorovom vodiči ( sval, koža, elektródy) a rôzne odstupy zdroju napätia od elektródy nedovoľujú žiadnu užitočnú diferenciáciu jednotlivých AP vo vzťahu k jednotlivým MJ. Povrchový EMG záznam nás informuje o priebehu rozdielu napätia na elektródach umiestnených na povrchu kože a neposkytuje žiadnu bližšiu informáciu o EA jednotlivých príľahlých motorických jednotiek.

EMG signál získaný pomocou povrchových elektród však v porovnaní s ihlovými elektródami umožňuje globálnejšie posúdenie EA svalu vďaka väčšej ploche , z ktorej je záznam získavaný. Rovnako je ľahšie použiteľný pri rôznych pohybových aktivitách.

## **1.3 Emg poskytuje**

Pre získanie kvalitného EMG záznamu je nutné presné optimálne nastavenie prístrojov, verné zosilnenie priebehu rozdielu potenciálu na elektródach (bipolárny zvod), zabránenie artefaktom a stanovenie vhodných snímacích bodov na svale.

Frekvencie s ktorými pracujú MJ sú dôležitým ukazovateľom úrovne izometrickej a izotonickej kontrakcie. Pri zväčšovaní sily kontrakcie sa zvyšuje frekvencia sťahov jednotlivých MJ. EMG záznam , získaný pomocou povrchových elektród , obsahuje výsledný zápis interferenčnej činnosti mnohých MJ. Zosilnenie EMG zosilňovača nie je rovnaké pre všetky amplitúdy vstupného signálu. Pri vyšších amplitúdach dochádza k prebudeniu zosilňovačov, ktoré amplitúdu deformuje ( odrezáva). Tým je pomerne významne skreslený obraz priebehu napätí na snímacích elektródach. Táto chyba sa môže prejaviť predovšetkým pri integrácií EMG.

Význam amplitúdy napätia je diskutabilný z dôvodov nepresnej definovateľnej polohy povrchových elektród voči aktívnym MJ a odlišného časového posunu napätia. Podmienkou využitia amplitúdy v EMG, cez ich spornú cenu, je jasne definovaný vzťah amplitúdy k vzostupnému napätiu.

Zabránenie všetkým odchýlkam od základnej línie EMG nemajúci pôvod v EA sledovaného svalu, je veľmi ťažké. Odchýlky môžu vznikať elektrickými rušivými vplyvmi prichádzajúcimi z okolia, mechanickými vplyvmi, ktoré majú svoj pôvod v premennej veľkosti prechodového odporu medzi elektródou a kožou. Veľký vplyv môžu mať najmä pri unipolárnej registrácii artefakty vzniknutej záznamom napätia z iného svalu, ktoré sa prejaví tzv. „tieňom“ s frekvenčnou vernosťou ale menšou amplitúdou. Včasná identifikácia týchto artefaktov je potrebná pre získanie verného záznamu.

Závažný problém predstavuje presné definovanie referenčných snímacích bodov. Umiestnenie by malo vychádzať z nasledujúcich kritérií:

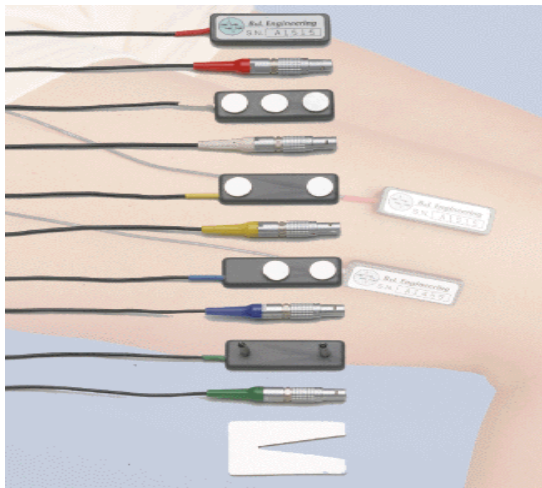
1. Možnosť prenosu polohy týchto bodov z jedného človeka na druhého pri zachovaní úrovne ich funkčnej reprezentatívnosti.
2. Možnosť postihovať z týchto bodov u rôznych osôb jednotlivým spôsobom mechanickú aktivitu sledovaného svalu.

Poloha elektród voči aktívnym motorickým jednotkám a veľkosť elektród sú dôležité v tých prípadoch, kedy je pre posúdenie EA svalu využívaná amplitúda napätia. Nedostatočnou koreláciou medzi EA a mechanickou aktivitou môže spôsobiť nevhodné umiestnenie a veľkosť povrchových elektród.

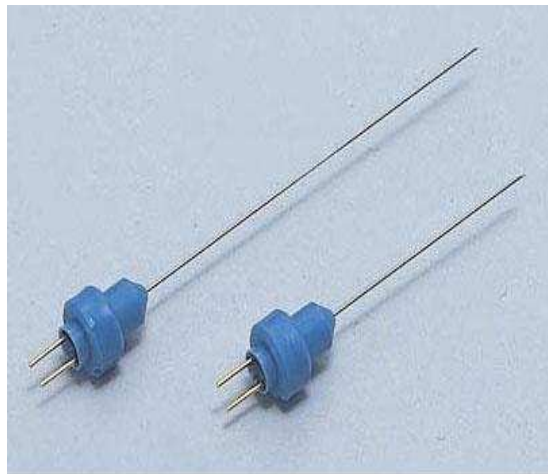
## 1.4 Elektródy

Delenie elektród podľa konštrukčného typu:

1. **Povrchové elektródy** ( obr. 1 ) sa používajú pri meraní rýchlosti vedenej nervom , reflexiologických a kineziologických štúdií. Obyčajne sa jedná o menšie kovové disky, ktoré sa fixujú na odmastenú kožu leukoplastom. Nie sú vhodné pre vyšetrenie akčných potenciálov jednotlivých motorických jednotiek, pretože zachytávajú potenciály z väčšej plochy , takže sa zaznamenáva aktivita z viacerých MJ. Vstupný odpor pri upevnení by mal byť čo najmenší.
2. **Ihlové elektródy** sa používajú ako pri natívnej elektromyografii, tak pri štúdiách vedenia periférnymi nervami. Existujú rôzne typy: koncentrické, bipolárne, unipolárne.



obr 1.povrchové elektródy



obr 2. ihlové elektródy

Delenie elektród podľa účelu použitia:

1. **Registračné elektródy** môžu byť ihlové a povrchové. Aktívna elektróda sníma elektrickú aktivitu a je umiestnená nad bruškom skúmaného svalu. Referenčná elektróda je umiestnená nad šľachou. Výsledný EMG signál je rozdielom napätia medzi aktívnu a referenčnú elektródu.
2. **Stimulačné elektródy** sú špeciálne prispôbosené pre vyvolanie stimulácie.
3. **Zemné elektródy** sú povrchové, zvyčajne vo forme fixovateľnej páskovej elektródy.

**Povrchové miskové alebo samolepiace elektródy**, prevažne s Ag/AgCl povrchom, je potrebné dostatočne mechanicky očistiť a umyť benzín- alkoholom. Ihlové elektródy sa sterilizujú.

## 1.5 Riadenie a odstupňovanie sily

K popísaniu mechanického a elektrického chovania celého svalu poskytuje lepšiu výpoveď o stupňovaní sily vyvíjanej svalom sledovanie súčasnej činnosti väčšieho množstva motorických jednotiek (MJ). Zaujímavé výsledky boli získané sledovaním počtu AP z veľa MJ a integráciou ich EMG.

CNS môže riadiť stupeň kontrakcie svalov( skupiny svalov) pri pohybe pomocou počtu vzrušených MJ ( priestorové odstupňovanie) alebo pomocou frekvencie vzruchov (časové odstupňovanie). Môže dôjsť aj k tomu, že vzruch jedného nervového vlákna vyvolá kontrakciu svalových vlákien, tvoriacich celú MJ ( počet svalových vlákien jednej MJ sa značne líši približne od 5-10 až po 1600 ). Pri posudzovaní časového a priestorového odstupňovania sily svalu môžeme upriamiť pozornosť na elektrické prejavy niektorej MJ alebo registrovať súčasne prejavy viacerých MJ.

Ak rastie kontrakcie do určitej hranice sa zvyšuje frekvencia výbojov pracujúcich MJ. Po dosadení maxima ( asi za 0,1 s ) vstupuje do činnosti ďalšia MJ( recruitment), ktorá sa chová podobne. Takto sa naberajú jednotlivé MJ jedna po druhej. Zosilnenie veľmi slabej svalovej kontrakcie je uskutočnené vzrastom vybíjaných frekvencií MJ, ktoré sú už v činnosti. Vzrast voľnej kontrakcie zo strednej na maximálnu sa uskutočňuje nasadením ďalších, doposiaľ nečinných MJ. Rozdiely zistené pri sledovaní časového a priestorového odstupňovania sily kontrakcie vznikajú tým, že mechanogram je zvyčajne získavaný z celého svalu, zatiaľ čo frekvencia AP v EMG záznamu je získavaná z jedného okresu svalu.

**Motorická jednotka** je skupina svalových vlákien , ktorá je inertvovaná jedným motorickým neurónom. Počet vlákien v jednotke sa líši a závisí na jemnosti pohybu svalu. Najmenšie jednotky sú jasné v okohybných svaloch ( okolo desať), najväčšie v chrbtových svaloch ( až na tisíce). Svalové vlákna jednej motorickej jednotky sú usporiadané difúzne vo väčšej časti svalu. To umožňuje , aby pri určitom napätí svalu mohli pracovať len niektoré jednotky a ostatné odpočívali, pričom sa v aktivite postupne striedajú.

## **1.6 Aktivita motorickej jednotky (MJ) vzhľadom k sile**

Hlbšie uložené MJ sa aktivujú pri nižších napätiach svalov skôr, než MJ na povrchu. Pri vyšších aktivitách sa aktivita MJ stráca v interferenčnej krivke.

Závislosť frekvencie MJ na napätí nevyjadruje jednoznačné časové ani priestorové odstupňovanie sily voľnej kontrakcie celého svalu. Nemôžeme ju preto využiť pre sledovanie aktivity svalu v tomto smere. Vzťah medzi mechanickou a elektrickou aktivitou svalu nejde zjednodušiť na vzťah mechanickej aktivity svalu k EA MJ ani v prípade, kedy je miesto frekvencie MJ sledovaná jej amplitúda či plocha pod krivkou.

Z hľadiska možnosti hodnotenia elektromyografie umožňuje najlepší popis izometrická kontrakcia, v priebehu ktorej nedochádza k žiadnym posunom ani zmenám dĺžky svalu.

### **V biomechanike dominujú tri aplikácie pri používaní povrchového EMG:**

- 1) Ukazovateľ zahájenia svalovej aktivity
- 2) Udáva informácie o silových prírastkoch vyvolaných jednotlivými svalmi alebo skupinou svalov
- 3) Ukazovateľ únavových procesov nastávajúcich vnútri svalu

## 1.7 Aktivácia svalu

Pre určenie aktivácie svalu nie je dôležité, či je kontrakcia izometrická alebo anizometrická. Dôležité je či EMG signál vzniká len zo skúmaného svalu alebo je prítomný aj signál zo svalov susedných.

Ak je susedný sval aktivovaný viac ako sval pod elektródou, presluch môže byť registrovaný a výsledok chybne interpretovaný. Správnym umiestneným elektród (na strednici svalového bruška, rešpektovaním inervačných zón) značne znížime registráciu presluchu.

Ďalším dôležitým faktorom je časové oneskorenie.

**Elektromechanické oneskorenie** je oneskorenie medzi aktiváciou svalu a konkrétnou mechanickou činnosťou svalu, ktorá je jeho aktiváciou vyvolaná. Vzniká medzi svalovou aktiváciou detektovanou EMG a svalovou aktiváciou, ktorú generuje svalová sila. Oneskorenie medzi signálom a silou je premenlivá a závisí od niekoľkých parametrov, v rámci typu svalového vlákna, rýchlosti zapojenia dynamiky svalov, viskoelastických vlastností svalu a tkanivom šľachy (najmä ich dĺžok).

**Typ vlákien** ovplyvňuje oneskorenie, väčší obsah rýchlych vlákien bude zmenšovať oneskorenie a opačne.

## 2 Svalové vlákna a typy svalových vlákien

### 2.1 Typy svalových vlákien

Svalové vlákna majú radu spoločných znakov ( predovšetkým anatomických), ktoré dovoľujú ich jednotný všeobecný popis, ale sval je v skutočnosti heterogénnou populáciou vlákien líšiacich sa radou mikroskopických , histochemických a fyziologických vlastností.

Tab. 3. 1. *Anatomická a funkčná charakteristika svalových vlákien*

TYP VLÁKNA	ANATOMICKÁ CHARAKTERISTIKA	FUNKČNÁ CHARAKTERISTIKA
typ I., SO	veľmi tenká a bohato kapilarizovaná	statické, pomalé pohyby; polohové funkcie
typ II. A, FOG	stredne silná a kapilarizovaná	rýchly a silový pohyb
typ II. B, FG	veľmi silná a málo kapilarizovaná	maximálny silový pohyb
typ III.	nediferencované vlákna	<i>nie je známa</i>

Podľa uvedených kritérií rozlišujeme štyri typy svalových vlákien:

- **pomalé červené vlákna** (typ I., SO, slow oxidative);
- **rýchle biele vlákna** (typ II. A, FOG, fast oxidative and glycolytic);
- **rýchle červené vlákna** (typ II. B, FG, fast glycolytic), a
- **prechodné vlákna** (typ III., intermediárni, nediferencovaná vlákna).

**Pomalé červené vlákna** (SO), sú pomerne tenké (cca 50 mikrometrov), majú menej myofibril, veľa mitochondrií a prítomnosť väčšieho množstva myoglobínu (obdobu krvného farbiva) im dodáva červenou farbu. Sú typické veľkým množstvom krvných kapilár. Enzymaticky sú červené vlákna vybavené k pomalšej kontrakcii, ale sú



vhodné pre preťahovanie, vytrvalostnú činnosť. Sú ekonomickejšie a vhodnejšie pre stavbu svalov zaisťujúce skôr *statické, polohové funkcie a pomalý pohyb*. Málo sa unavia. Nazývajú sa tiež "tonické vlákna" (slow fibres).

**Rýchle biele vlákna** (FOG), sú objemnejšie (cca 80-100 mikrometrov), majú viac myofibril a menej mitochondrií. Enzymaticky sú vybavené k rýchlym kontrakciám, vykonávaných veľkou silou, ale po krátku dobu. Sú menej ekonomické a majú len stredné množstvo kapilár. Hodia sa pre výstavbu svalov zaisťujúcich rýchly *pohyb vykonaný veľkou silou*. Sú *veľmi odolné proti únave*.

Používa sa pre ne taktiež názov "fázické vlákna" (twitch fibres).

**Rýchle červené vlákna** (FG), majú veľký objem, málo kapilár, nízky obsah myoglobínu a nízky obsah oxidatívnych enzýmov. Vďaka silno vyvinutému sarkoplazmatickému retikulu a vysokej aktivite Ca a Mg iónov, dochádza u týchto vlákien k rýchlemu sťahu vykonanému *maximálnou silou*, ale vlákna sú *málo odolné proti únave*.

**Prechodné vlákna** predstavujú vývojovo *nediferencovanú populáciu* vlákien, ktorá je zrejme potenciálnym zdrojom predchádzajúcich troch typov vlákien.

Zastúpenie jednotlivých typov svalových vlákien vo svaloch má- vzhľadom k ich funkčnej charakteristike , nepochybne zásadný význam z hľadiska *svalovej výkonnosti , rýchlosti vykonaného pohybu, ekonomie svalovej práce atd.*

Genetická predurčenosť zastúpenia svalových vlákien v kostených svaloch do istej miery predurčuje aj výkonnostné parametre každej osoby, ktorá sa rozhoduje alebo je vyberaná pre špecifickú športovú disciplínu, alebo je podrobovaná pohybovej liečbe.

## 2.2 Vyšetrenie a určenie typu svalových vlákien

Možnosť prevedenia trojitým spôsobom:

- odberom vzorky svalového tkaniva punkčnou ihlou v miestach znecitlivenia;
- odberom radov vzoriek svalového tkaniva post mortem alebo pri niektorých typoch chirurgických výkonov;
- špeciálnou technikou nukleárnej magnetickej rezonancie so súčasnou analýzou biochemických parametrov snímaného svalu (-ov);

V základnom texte nemá zmysel zaoberať sa technickými detailmi a problémami, ktoré sú spojené s určením jednotlivých typov vlákien. Postačí konštatovanie, že

prvé dva metodické postupy viedli k získavaniu základných údajov o typológii svalových vlákien, ale zmapovanie jednotlivých ľudských svalov z hľadiska ich pomerného zastúpenia, je prevedené nedostatočne.

Kľúčové údaje môžeme očakávať v integrácii výsledkov vyšetrenia svalov a svalových skupín pomocou nukleárnej magnetickej rezonancie (NMR), ktorá v spojení s elektromyografickými technikami a meraním prietokov krvi svalom (tzv. technika PET) je schopná poskytnúť maximum vierohodných údajov pre analýzu zložitej pohybovej aktivity svalových skupín. (Ide predovšetkým o veľmi nákladný postup, ktorý zatiaľ použila len NASA pri sledovaní reakcie niekoľkých kostrových svalov v bezťažovom stave).

Obecné konštatovanie, že v ľudských svaloch sú takmer rovnomerne zastúpené vlákna prvého a druhého typu, dnes neobstojí a údaje pre jednotlivé svaly- byť stále neúplné a diskutované, dokonca preukázane vypovedajú o heterogenite svalov z hľadiska pomerného zastúpenia jednotlivých typov vlákien.

Nebol zistený rozdiel v zastúpení typov vlákien u ľudí rôzneho **somatického typu**. Tzn., že endoform má v dvojhlavom pažnom svalu prevahu (53,6%) vlákien druhého typu, práve tak ako jedinec ektomorfneho typu.

Boli zistené rozdiely (v niekoľkých svaloch) v zastúpení vlákien I. (SO) a II. (FOG) typu u mužov a žien. Zdá sa, že u mužov prevládajú silnejšie vlákna druhého typu s vyššou kapacitou anaeróbných enzýmov, a s väčšou silou, rýchlosťou kontrakcie, ale taktiež s väčšou unaviteľnosťou.

***Typ svalových vlákien je geneticky určený. Rýchlostné a silové osobnostné znaky sú podmienené prevažne genotypovo; vytrvalostné znaky môžeme významne ovplyvniť pohybovými aktivitami.***

Môžeme to vyjadriť aj menej „oficiálnym“ priemerom: šprintér sa rodí - vytrvalec sa vychováva.

Bola študovaná aj závislosť počtu vlákien I. a II. typu **na veku**. Môžeme považovať za preukázané, že po štyridsiatom roku života dochádza k atrofii všetkých typov vlákien. Je sporné, nakoľko sú tieto zmeny viazané na typológiu svalových vlákien. Podľa niektorých údajov sa zdá, že po dvadsiatom piatom roku vo svaloch rastie podiel „pomalých“ – vytrvalostných vlákien I. typu. Možno až o 5% na každých päť rokov veku.

Nakoľko sú tieto údaje všeobecne platné, či sa týkajú len niekoľkých alebo všetkých svalových jednotiek- nie je známe. Je nesporné, že s pribúdajúcim vekom rastie vytrvalostná zložka pohybových dovedností.

Rozsiahlou a mnohoročnou diskusiou o „predurčenosti“ alebo naopak „precvičiteľnosti“ niektorého typu vlákien určitým typom pohybového režimu, je možné podľa súčasného stavu vedomostí uzavrieť asi takto:

- Pohybová aktivita má vskutku nepochybný **plastický vplyv na diferenciáciu** typu svalového vlákna

- Špecifickou pohybovou aktivitou dochádza k **vynútenej diferenciacii** vlákien určitého typu
- Nové diferencované vlákna zrejme **vznikajú z nediferencovaných vlákien III. typu.**

To, čo platí pre diferenciaciu svalových vlákien pôsobením športovej aktivity , platí pochopiteľne i pre liečebne dávkovaný pohyb. Pre potreby rehabilitácie a fyzioterapie je významný i opačný fenomén- **inaktivita**. Zdá sa, že vplyvom dlhodobej pohybovej inaktivity začínajú vo vyradených svaloch prevažovať vlákna 1.typu.

Z praktického hľadiska môžeme túto veľmi zložitú problematiku zjednodušene charakterizovať:

**FG ==> FOG ==> SO**

(1)

Schéma hovorí, že cvičením je možné v danom svale a svalovej skupine vynútiť diferenciaciu vlákien vysoko odolných proti únave a vlákien, zaisťujúcich v rámci celého svalu polohové, skôr statické a vytrvalostné pohybové ukazovatele.

## 3 Závislosť sila - EMG signál

### 3.1 Amplitúda EMG signálu

Amplitúda EMG signálu všeobecne rastie v závislosti na sile alebo kontrakčnej rýchlosti svalu, táto závislosť poskytuje iba kvalitatívny údaj o vzťahu medzi premennými. Pri otázke, ako sa mení sila behom dvoch rozdielnych úloh, nemôžeme presne odpovedať.

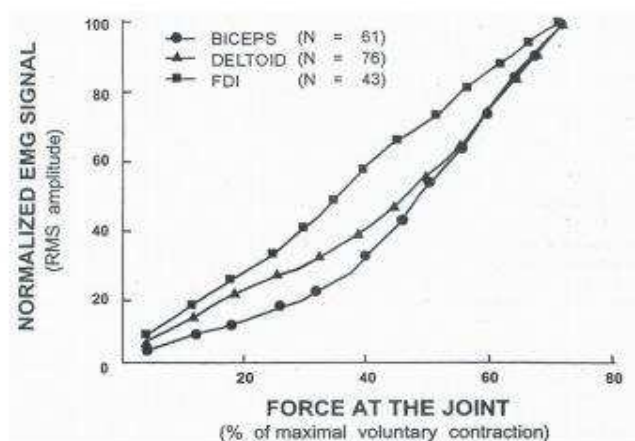
Veľa faktorov ukazuje, že závislosť nemá pevnú kostru.

Vplyv týchto faktorov môže byť eliminovaný normalizovaním amplitúdy EMG signálu a silami medzi kontrakciami, v ktorých sa elektróda nepohybuje a kedy vzájomná vzdialenosť medzi elektródou a aktívnymi svalovými vláknami je fixovaná. Ak sa elektróda pohybuje, potom charakteristiky priestorovej filtrácie medzi aktívnymi vláknami a detektovanými povrchmi budú zmenené. Také umiestnenie s ohľadom na inervačné zóny, svalovo-šľachové spojenie a strednice svalu sa menia. Tieto zmeny sa budú odrážať v EMG signále.

U anizometrickej kontrakcii nastáva veľa mechanických, fyziologických a elektrických zmien, ktoré ovplyvňujú vzťah medzi silou a amplitúdou.

Napr. závislosť sila-dĺžka svalových vlákien sa mení nelineárne a tvary akčných potenciálov motorických jednotiek (MUAP) ktoré utvárajú EMG signál sú zmenené, pretože vzájomná pozícia elektród fixovaných na povrch kože je mienená s rešpektovaním kontrahujúcich svalových vlákien.

Je obecné známe, že keď EMG signál je dostatočne hladký, vzťah je monotónny, ale linearita sa javí vo svaloch rozdielna (Obr 3.) Ničmenej, pretože amplitúda povrchového EMG signálu je náhodne premenná, okamžitá hodnota amplitúdy nie je monotónna s ohľadom na hodnotu sily. Pri vyšetrení amplitúdy sa mení funkcia sily vzhľadom k vnútorným a anatomickým a fyziologickým faktorom.



**Normalizovaný vzťah síla/EMG signál je uveden pro tři různé svaly. Data byla uhlazena s oknem šířky 2s. Všimněte si rozdílů v linearitě závislosti mezi svaly.**

Obr. 3- normalizovaný vzťah sily

Vzťah amplitúda EMG – síla nemá pevnú kostru z dvoch dôvodov:

- 1) V mnohých svaloch objem detekovaný elektródou je menší ako objem svalov. Počet detekovaných MUAP je menší ako ich aktívny počet svalov. Ak nanovo zapojené motorické jednotky sú umiestnené blízko elektródy, potom pomerný rast EMG signálu bude väčší ako súvisiaci rast sily, pretože nový MUAP bude mať väčší podiel ako priemerná jednotka energie EMG signálu. Ničmenej ak nové zapojenie motorickej jednotky sú umiestnené ďaleko od elektródy, potom síla bude rásť, ale amplitúda signálu nie.
- 2) Keď výstup svalovej sily vzrastá cez hladinu novo zapojených motorických jednotiek, rýchlosť zapojovania nabranných motorických jednotiek bude vzrastať ale prínos sily od motorických jednotiek nebude nasýtený. Každý MUAP bude pokračovať v poskytovaní energie EMG signálu, zatiaľ čo príspevok sily sa blíži konštantnej hodnote. Tento nelineárny vzťah spôsobuje, že amplitúda EMG signálu vzrastá viac ako výstup (výstup) sily.

### Porovnanie medzi objektmi, svalmi a kontrakciami

Porovnanie výsledkov medzi rôznymi objektmi či svalmi je možný po normalizácii a vyhladení signálu. Bežne sa normalizuje síla s ohľadom na maximálnu izometrickú silu, ktorou objekt môže vytvárať moment sily v príslušnom kĺbe.

### **3.2 Normalizácia amplitúdy EMG**

Normalizáciu amplitúdy EMG signálu je možné čiastočne eliminovať faktormi ovplyvňujúcimi jeho vzťah k produkovanej sile v elektródach, ktoré sa medzi kontrakciami nepohybujú, resp. nemenia svoju polohu. Zistený EMG signál jednotlivých svalov, resp. ich amplitúdu, je vhodné vyhladiť. Je nutné pre každý sval detektovať EMG pri jeho maximálnej izometrickej kontrakcii pri totožnom umiestnení elektród ako pri detekcii EMG zo skúmaného pohybu a aj rovnakým spôsobom spracovať a vyhladiť amplitúdu.

Pre vyšetrenie maximálnej izometrickej sily je dôležité držať v medziach kĺb ovplyvňujúci obmedzenie, ktoré bráni plnej nožnej extenzii, prispenie sily svalov nie je priamo spojené s meranou silou. Pokiaľ je kĺb upravený v medziach v dostatočnom tvare, požiadame objekt o tri rozdielne kontrakcie. Kontrakcie by mali byť kratšie než 5s. Po vyhladení a filtrovaní signálu, použijeme posuvné okno s dĺžkou 1s. Potom najväčšiu nameranú hodnotu sily zaznamenáme. Medzi kontrakciami by mal byť odpočinok minimálne 2 min pre zotavenie. Kontrakcie majú byť krátke, takže príspevok sily k rýchlo unavujúcim vláknam sa nezmenší, ako sila budujúca maximálnu hodnotu, ale dostatočne dlhú pre filtráciu. Necháme objekt vybrať jeho vlastný spôsob produkcie sily. Vyberieme najväčšiu hodnotu ako hodnotu maximálnu.

Porovnanie závislosti EMG signálu a sily by malo byť prevedené behom izometrickej kontrakcie. Kĺb by mal byť dobre fixovaný, aby prírastok sily bol iba zo skúmaného svalu.

Filtrovaním signálu s oknom šírky 1s získame takmer monotónny vzťah medzi silou a EMG signálom.

Pri získaní sily z izometrickej kontrakcie, overiť neprítomnosť aktívnych motorických jednotiek na kraji ich prahu. Tejto situácií je potrebné sa vyhnúť zvlášť v prípadoch, kde úroveň sily je nízka a amplitúda zapojených krajných MUAP je vysoká.

Vyhnúť sa anizometrickým kontrakciám. Pri analyzovaní anizometrickej kontrakcie kvantitatívne, užiť kontrakcie, ktoré majú najmenšie krátene a najpomalšiu rýchlosť.

Ak opakovaná anizometrická kontrakcia musí byť analyzovaná, vyberieme dobu dát z fixovanej časti cyklu a monitorujeme parametre signálu ako cyklický pohyb.

Normalizovať EMG pri hodnotách menších ako 80% maximálnej voľnej kontrakcie (MVC). Nad túto hladinu EMG signál a sila neposkytuje vhodný referenčný bod.

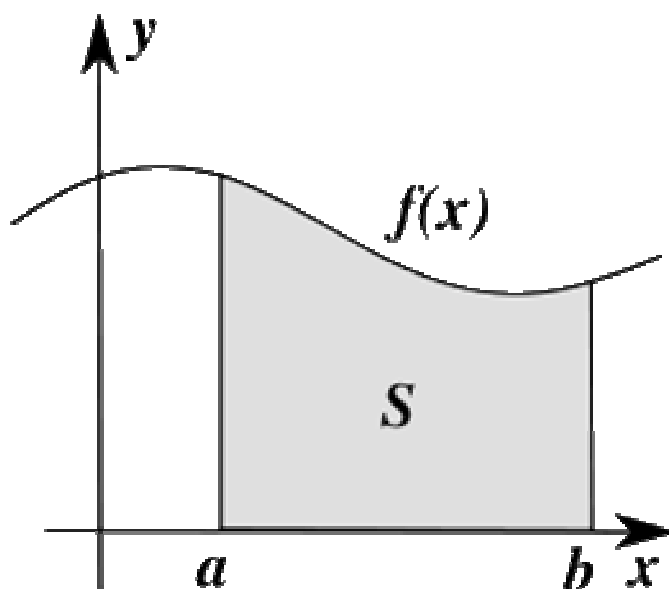
MVC získané vybraním najväčšej hodnoty z troch po sebe idúcich maximálnych izometrických kontrakcií, s odpočinkovou periodou 2 min medzi nimi. Nechajte objekt vybrať jeho vlastnú silovú rýchlosť k dosiahnutiu maximálnej hodnoty. Behom testu pozícia objektu musí byť podobná, nie identická. Opakujte toto meranie v každom čase zmeny experimentálnych podmienok.

### 3.3 Integrál

Integrál je spolu s deriváciou najdôležitejší pojem matematickej analýzy. Pojem integrálu je zovšeobecnením pojmov ako plocha, objem, súčet či suma. Jestvuje veľa definícií integrálu, ktoré pre rozumne správajúce sa funkcie vedú k rovnakým výsledkom. Definícia integrálu:

Nech funkcia  $f$  je integrovateľná na  $I$ . Nech  $c_j$  sú čísla a ohraničené intervaly  $J_j \subset I$ ,  $j = 1, 2, 3, \dots$  také, že  $\sum_{j=1}^{\infty} |c_j| \lambda(J_j) < \infty$  a rovnosť  $f(x) = \sum_{j=1}^{\infty} c_j \chi_{J_j}(x)$ , platí pre každé  $x \in I$  a  $\sum_{j=1}^{\infty} |c_j| \chi_{J_j}(x) < \infty$ . Potom číslo  $\sum_{j=1}^{\infty} c_j \lambda(J_j)$  sa nazýva **integrál funkcie  $f$**  na intervale  $I$  a označuje sa  $\int_I f \, d\lambda$ .

Integrál ako plocha pod krivkou:



Obr. 4-integral pod krivkou

Nech  $a, b$  sú reálne čísla také, že  $a \leq b$  potom číslo  $a - b$  nazývame dĺžka nejakého intervalu  $J$ , ktorého koncové body sú  $a, b$ . A označuje sa  $\lambda(J)$ .

Jednoducho povedané, určitý integrál nezápornej funkcie  $f(x)$  medzi nejakými dvoma bodmi  $a, b$  je rovný ploche obrazca ohraničeného priamkami  $x = a, x = b$ , osou  $x$  a

krivkou definovanou funkciou  $f$ . Formálnejšie povedané, taký integrál je rovný miere množiny  $S$  definovanej ako

$$S = \{(x, y) \in \mathbb{R}^2 : a \leq x \leq b, 0 \leq y \leq f(x)\}.$$

Integrál sa označuje štylizovaným pretiahnutým písmenom  $S$  (z lat. summa). Toto značenie zaviedol matematik Gottfried Leibniz.

Integrál popísaný v predchádzajúcom odseku by sa zapísal ako  $\int_a^b f(x) dx$ , kde znak  $\int$  označuje integrovanie,  $a$  a  $b$  sú integračné medze (len pri určitom integrále),  $dx$  označuje premennú, podľa ktorej sa integruje (pôvodne označovalo infinitezimálnu hodnotu, ale dnes slúži len ako rýdzo symbolické označenie bez ďalšieho významu).

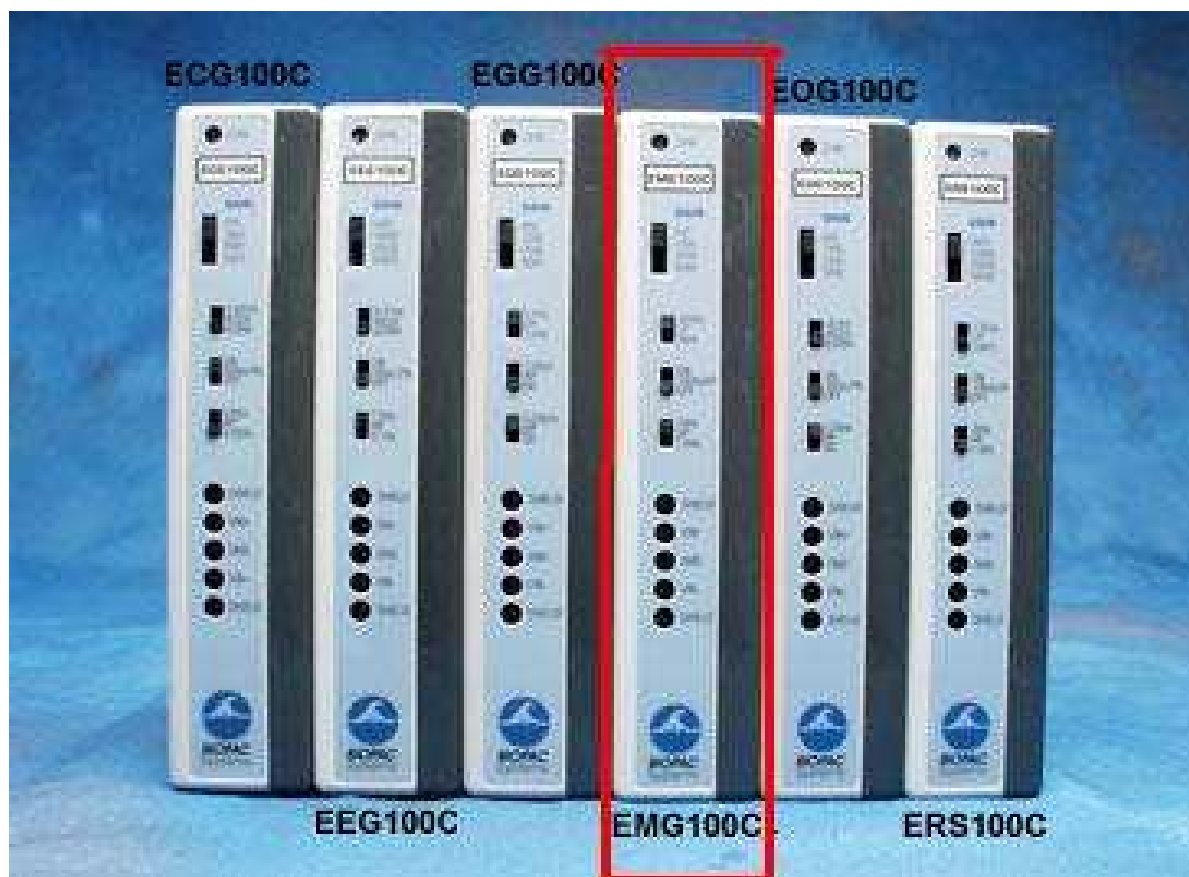


## 4 Meranie a spracovanie dát

Protokol bol aplikovaný na vzorkoch ôsmich ľudí a pozostával z merania elektrickej aktivity svalov, elektromyografia. Testované osoby boli vo veku 18 až 22 rokov a neboli nijak pohybovo obmedzené, bez vážneho pohybového postihnutia. Pre objektívnosť som zvolil polovičný počet žien a polovičný počet mužov. Data boli spracované a následne analyzované programovým vybavením BIOPAC. Overenie vplyvu záťaže na elektrickú aktivitu svalov som overil štatistickým t-tesom.

### 4.1 Meranie pomocou Biopacu

Pre meranie v Biopacu, som používal Elektromyografickú zosilovaciu jednotku (EMG100C) (obr 5). Tento zosilovač je jednakanálový s veľkým ziskom a diferenčným vstupom. Je výslovne určený pre aktivitu sledujúceho svalu a nervovú odozvu. Je navrhnutý pre použitie v nasledujúcich aplikáciach. Zo zosilovača (EMG100C) som pripojil korekciu (obr.6) a tá bola napojená a stienacie kable. Pri meraní som používal elektródy v ktorých bol obsiahnutý vodivý gel. Pre správnosť voľby pri výbere dát som použil accelerometer (obr 7). Ten bolo nutné skalibrovať, inak nevykazoval nespávne hodnoty.



Obr 5. Elektromyografický zosilovač



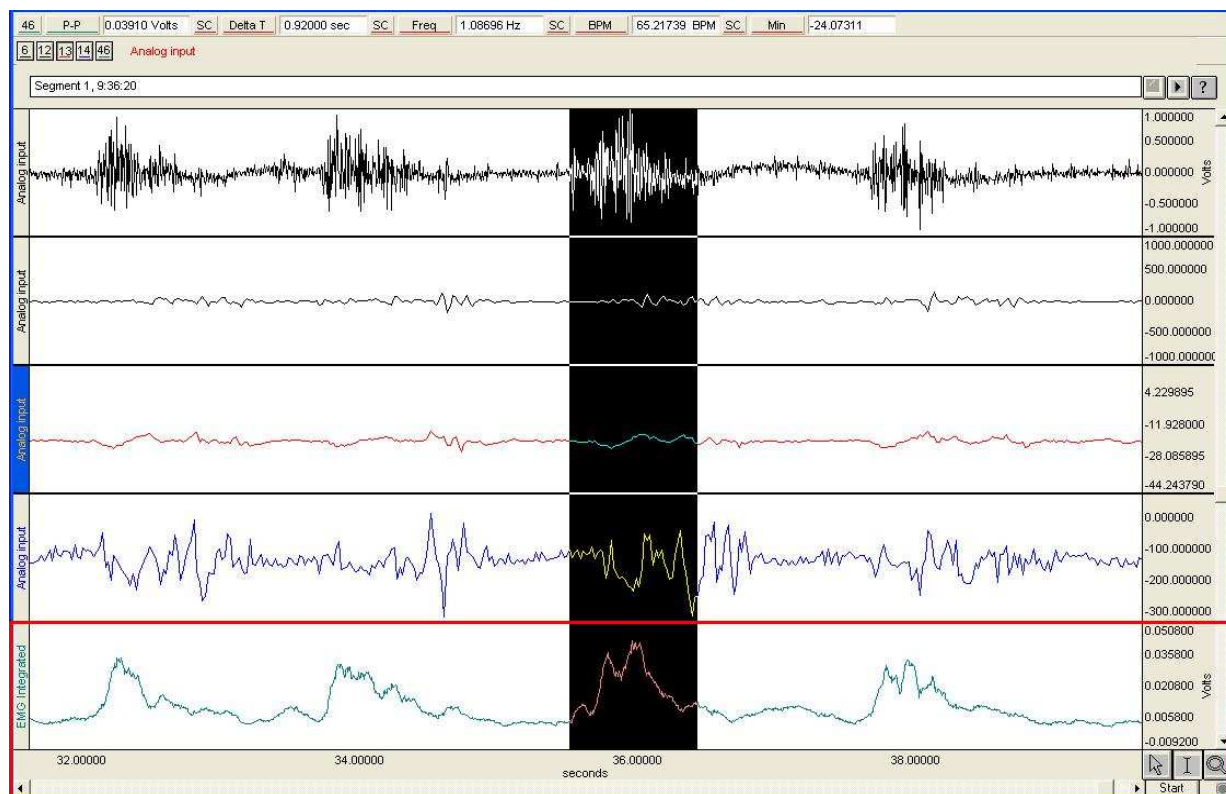
Obr.6 -Korekcia EMG100C



Obr.7 - Accelerometre

## 4.2 Analyzovaný výber dát

Ako software spojený s Biopacom nám slúžil program AcqKnowledge 3.8.1. (obr. 5). Dáta pre analýzu som neuvádzal vstupný signál amplitúd, ale jeho integračnú hodnotu, ktorá je znázornená (obr. 8) .



Obr 8. Časový priebeh signálu EMG

### **4.3 Výber svalstva, postup merania a podmienky späté s meraním.**

Pri výbere svalstva, som dbal na dva faktory. Je dôležité, aby pri jeho zaťažení nezapájal iné svalstvo s väčšou intenzitou ako sval meraní. Druhým faktorom bola jeho regeneračná schopnosť. Vybral som si lýtkový sval, ktorý vyznačuje najrýchlejšou regeneráciou. Tento faktor ocenia merané osoby, keďže ich zaťaženosť bola značná.

#### **Postup merania bez záťaže:**

Pri vykonávaní cvičenia meraná osoba sedela na stoličke, špičku nohy mala položenú na vyvýšenom mieste asi 10 cm od zeme. Pohyb bol vertikálny v pravidelných intervaloch. V priebehu 20 sekúnd sa vykonal 10 krát. Merané boli obe nohy osoby. Kvôli potenciálu lýtkového svalu som označil tento postup ako pohyb bez záťaže obr.9



Obr.9 Ukážka merania bez záťaže

#### **Postup merania so záťažou:**

Meraná osoba stála špičkou nohy na vyvýšenom mieste a opäť vykonávala vertikálny pohyb. Dôležitá bola fixácia kolena, aby nedochádzalo k úniku vzruchov. Postup sa vykonal ako v predošlom bode. Merané osoby používali v tomto prípade ako záťaž vlastnú váhu. Tým som zaistil aby záťaž bola primeraná k jednotlivým osobám obr.10





Obr.10 Ukážka merania so záťažou

#### **Postup merania po výkone so záťažou:**

V týchto dvoch prípadoch, meraný sval nebol vystavený námahe. Dá sa povedať, že jeho výkon nebol ovplyvnený ničím iným, ako vlastnou váhou. V tomto prípade som vystavil sval približne 5-10 minútovému intenzívnemu cvičeniu, pri ktom dochádzalo k jeho únave. Takto namáhaný sval som zmeral s vlastnou váhou presne ako v predošlom prípade obr.11.



Obr.11 Ukážka merania po výkone so záťažou

## 5 Párový t-test

t-test, je špecifický prípad, v ktorom je ľahko identifikovateľný a z analýzy vyčlenený vnútro-skupinový rozptyl. Použijeme ho v prípade, ak sú dve skupiny meraní založené na tej istej vzorke respondentov, ktorá bola testovaná dvakrát (vstupné a výstupné merania), a majú byť vzájomne porovnávané. Je založený na rozdieloch dvoch meraní každého subjektu. Odčítaním druhého merania od prvého pre každý subjekt získavame čisté, párové rozdiely, ktoré vstupujú do analýzy. Párový t-test dáva senzitívnejší výsledok ako nepárový použitý na tie isté dáta.

**Predpoklady.** Párové rozdiely premenných majú mať normálne rozdelenie. Ak tento predpoklad nie je splnený, použijeme alternatívny neparametrický test.

**Usporiadanie dát.** Pre párový t-test musia dáta byť usporiadané v pároch a merané v tých istých jednotkách.

V našom prípade analýzy je ideálne použiť párový test. Spočívať bude z jeho definície a to získaním dvoch skupín (=dva súbory) meraní, ktoré sú navzájom tesne zviazané a tom zmysle, že každej hodnote v prvom prípade ide jednoznačne priradiť tzv. párová hodnotu meraní z druhého súboru. Predovšetkým to znamená, že počet meraní v oboch súboroch je rovnaký- a v podstate by sme mohli povedať, že namiesto dvoch súborov meraní máme jediný súbor, v ktorom jedna položka je reprezentovaná usporiadanou dvojicou hodnôt. V oboch skupinách sú hodnotený rovnaký jedinci. Najprv prevedieme meranie vybranej skupiny jedincov, zo systému podmienok A potom prevedieme meranie tej istej skupiny jedincov za systému podmienok B. Preto sa tomuto typu experimentálne hovorí experiment opakovaného merania. A to doslovne rozoberám v druhom prípade, kde sa testy opakujú s jedinou zmenou vstupných dát.

## 5.1 Štatistický výpočet

### Overenie štatistickej významnosti - vplyv záťaže na EMG amplitudu.

Podotknem, že vstupné hodnoty priemerov som bral z ľavej a pravej strany nohy dohromady.

#### Formulácia nulovej hypotézy ( $H_0$ ):

Fyzická záťaž nemá vplyv na amplitudu EMG. Rozdiely normálneho rozdelenia s priemerom  $\mu=0$ .

#### Formulácia alternatívnej hypotézy ( $H_1$ ):

Fyzická záťaž má vplyv na amplitudu EMG ( $\mu \neq 0$ ).

výberový priemer: 
$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^{n_1} x_i = \frac{1}{8} \cdot 154,741 = 19,343 \quad (2)$$

Odhad rozptylu: 
$$s^2 = \frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^{n_1} (x_i - \bar{x})^2 = \frac{175,145}{7} = 25 \quad (3)$$

smerodatná chyba: 
$$s_{\bar{d}} = \sqrt{\frac{s^2}{n}} = \sqrt{\frac{25}{8}} = 1,767 \quad (4)$$

Príslušná štatistika – t hodnota: 
$$t = \frac{\bar{d} - 0}{s_{\bar{d}}} = \frac{19,343 - 0}{1,737} = 10,947 \quad (5)$$

Z kritických hodnôt t-testu vyhľadáme v tabuľke kvantilov študentovho rozdelenia príslušnú hodnotu odpovedajúcu počtom osôb. Podľa tabuľky kritických hodnôt, hodnota vybraná pre obojstranný test na hladine významnosti  $2q=0,05$  je interval  $t_k < -2,306, 2,306 >$ . Keďže výrazne neplatí rovnosť, kde t hodnota sa nachádza v intervale  $t_k, t < t_k$ , zamietame  $H_0$  o nezávislosti a tým je potvrzený vplyv fyzickej záťaže na amplitudu EMG.

## 5.2 Overenie štatistickej významnosti 2- vplyv únavy na EMG amplitudu

Pojem únava definujem ako proces, kde sval vystavím dlhodobej záťaži. Jeho veľkosť som určoval podľa subjektívnych pocitov meranej osoby, kde nemalo dochádzať k jeho preťaženiu a tým sa vyhnúť nepríjemnému zraneniu

### Formulácia nulovej hypotézy ( $H_0$ ):

Fyzická únava nemá vplyv na amplitudu EMG. Rozdiely normálneho rozdelenia s priemerom  $\mu=0$ .

### Formulácia alternatívnej hypotézy ( $H_1$ ):

Fyzická únava má vplyv na amplitudu EMG ( $\mu \neq 0$ ).

výberový priemer: 
$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^{n_1} x_i = \frac{1}{8} \cdot (-55,664) = -6,958 \quad (6)$$

Odhad rozptylu: 
$$\overline{s^2} = \frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^{n_1} (x_i - \bar{x})^2 = \frac{77,3}{7} = 11,043 \quad (7)$$

smerodatná chyba: 
$$s_{\bar{d}} = \sqrt{\frac{\overline{s^2}}{n}} = \sqrt{\frac{11,043}{8}} = 1,175 \quad (8)$$

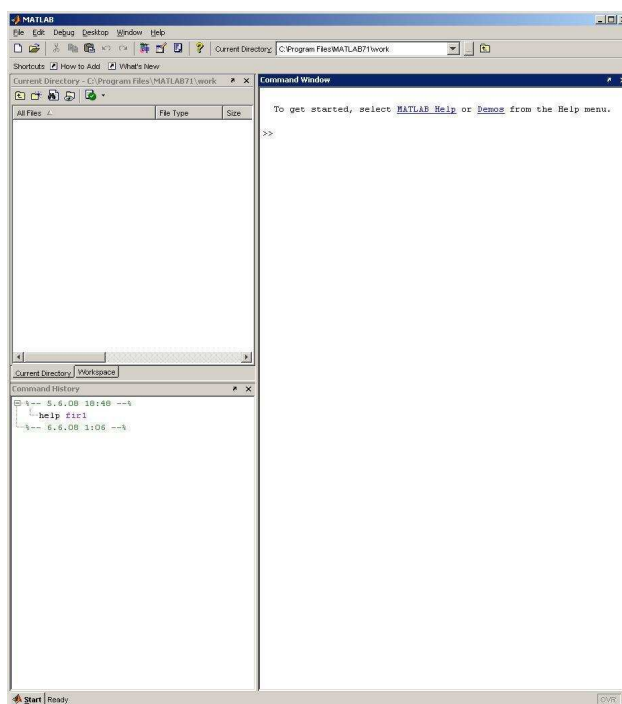
Príslušná štatistika – t hodnota: 
$$t = \frac{\bar{d} - 0}{s_{\bar{d}}} = \frac{-6,958 - 0}{1,175} = -5,922 \quad (9)$$

Podľa tabuľky kritických hodnôt, hodnota vybraná pre obojstranný test na hladine významnosti  $2q=0,05$  je interval  $t_k < -2,306, 2,306 >$ . Ani v tomto neplatí rovnosť, kde t hodnota nepatri do intervalu  $t_k$ ,  $t < t_k$ . Zamietame  $H_0$  o nezávislosti a týmto je potvrdený vplyv fyzickej únavy na amplitudu EMG.

# 6 Programové prostredie Matlab

## 6.1 Prostredie Matlab

V kapitole styri sa hovorilo pomocov čoho boli data z meraných osôb spracované. Pre ich manipuláciu a úpravu sa použilo programové prostredie Matlab obr.12. Názornosť a namerané priebehy sa prezentujú v grafickom prostredí Guide obr.12 13



Obr.12 prostredie Matlab

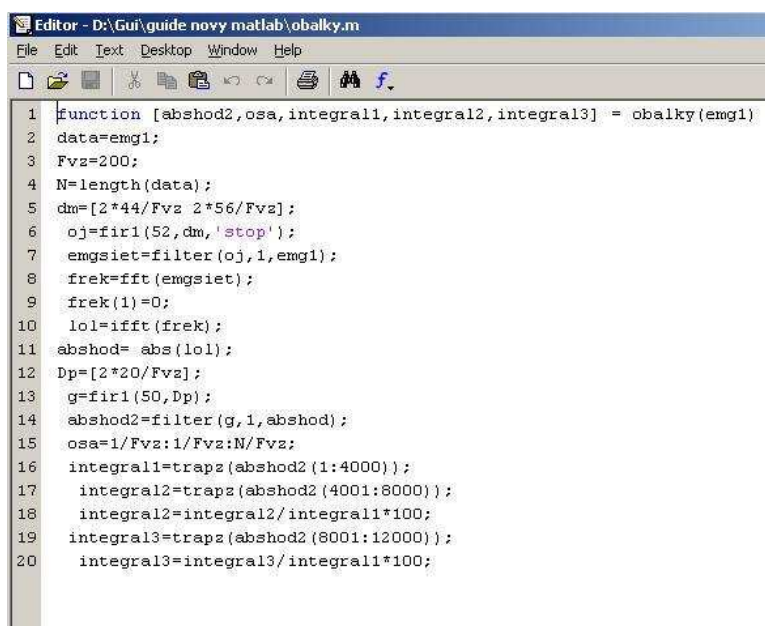
Signálom sa rozumie fyzikálna veličina, pomocov ktorej sa prenáša nejaká správa. Signály, teda fyzikálne veličiny často v priebehu prenosu správy menia svoju formu. V Matlabu majú všetky signály podobu súboru čísel, fyzikálny zmysel prisudzujem ja sám. Číslkové signály, vytvorené z analógových procesom vzorkovania sa nazývajú vyorkované signály. V tejto súvislosti sa zavádzajú pojmy vzorkovací kmitočet perioda a diskretný čas. Pretože je Matlab prostriedkom pre prácu s číslami, pracujú aj s analógovými signálmi resp. spojitými veličinami; v tomto prípade sa prevádza istá simulácia spojitosti tým, že sa zvýši počet vzorkov. Maximum informácií nesie správa prenášaná signálom, teda keď príjemca predom nevie, čo bude správa obsahovať (neurčitost'). Modulom signálu rozumieme popis reálneho signálu omezenými prostriedkami. Preto pre názornosť čo najjednoduchšieho modulu s aperiodickým signálom sa použilo grafické prostredie Guide. Postupnosť príkazov a povel systému MATLAB sa uchoválo v súboroch s príponou \*.m. obr.13. Sú vytvorené vestaveným editorom a obsahujú zdrojový kód s ktorým vie systém MATLAB pracovať. Rozoznávajú sa dva hlavné typy m-súborov a to tzv. skripty a funkcie. V našom prípade sa jednalo o funkcie vstupno-výstupných



parametrov. Preto nejde o interaktívny spôsob práce so systémom, ale ide o logický sled príkazov.

Dôvody jeho tvorby:

- uloženie poslupnosti príkazov a povelov na disk,
- nožnosť spustiť naraz celý m-súbor z prostredia MATLAB,
- spustenie jedného či viacej m-súborov z iného m-súboru,
- spustenie možnosti (programovania, tvorba grafických objektov) a pod.



```
1 function [abshod2, osa, integral1, integral2, integral3] = obalky(emg1)
2 data=emg1;
3 Fvz=200;
4 N=length(data);
5 dm=[2*44/Fvz 2*56/Fvz];
6 oj=fir1(52, dm, 'stop');
7 emgsiet=filter(oj, 1, emg1);
8 frek=fft(emgsiet);
9 frek(1)=0;
10 lol=ifft(frek);
11 abshod=abs(lol);
12 Dp=[2*20/Fvz];
13 g=fir1(50, Dp);
14 abshod2=filter(g, 1, abshod);
15 osa=1/Fvz:1/Fvz:N/Fvz;
16 integral1=trapz(abshod2(1:4000));
17 integral2=trapz(abshod2(4001:8000));
18 integral2=integral2/integral1*100;
19 integral3=trapz(abshod2(8001:12000));
20 integral3=integral3/integral1*100;
```

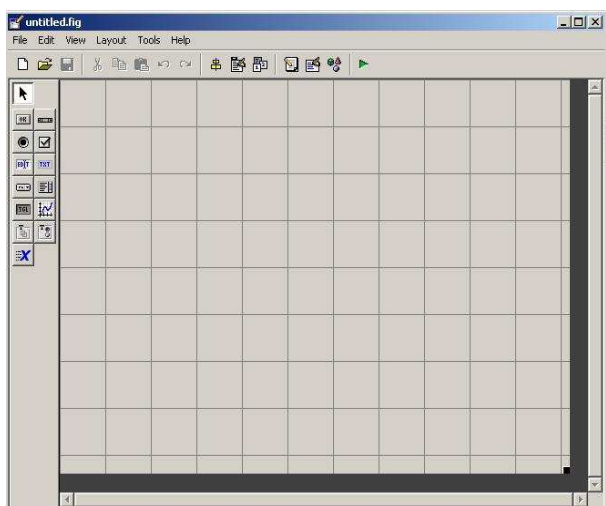
Obr 13. Ukažka \*.m. file

## 6.2 Prostredie Guide

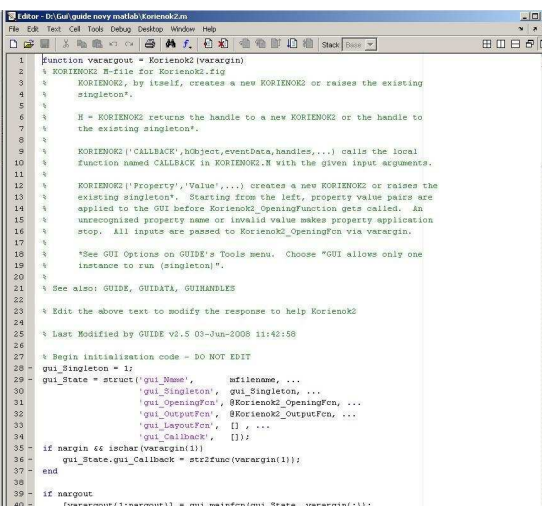
Pri tvorbe grafického užívateľského rozhrania obr.14 je treba mať na mysli základné poslanie GUI- ulahčenie ovládania aplikácie užívateľom. To vyžaduje, aby bola splnená behom celého programu základné požiadavky:

- jednoduchosť (robustnosť), pohyb v aplikácii je jednoduchý a rýchly.
- previazanosť- (vždy musí byť zaistený návrat) užívateľ (nechje sme to neskorsie mi sami, alebo niekto iný) sa nesmie stratiť v slepej uličke bez návratu teda užívateľovi by malo byť jasné, kde sa práve nachádza.
- Komplexnosť ošetrenie všetkých eventalit.

Pri použití GUIDE ide o využitie prievodcu tvorbou grafického užívateľského rozhrania. Pri tvorbe programu sa použil prievodca GUI (Graphical User Interface) ako grafické vývojové prostredie, obsahujúce všetky grafické objekty typu uicontrol, ktorými je možno ovládať beh aplikácie. Generuje automaticky základný zdrojový kód pre ovládanie obr. 15.



Obr.14 grafické prostredie Guide

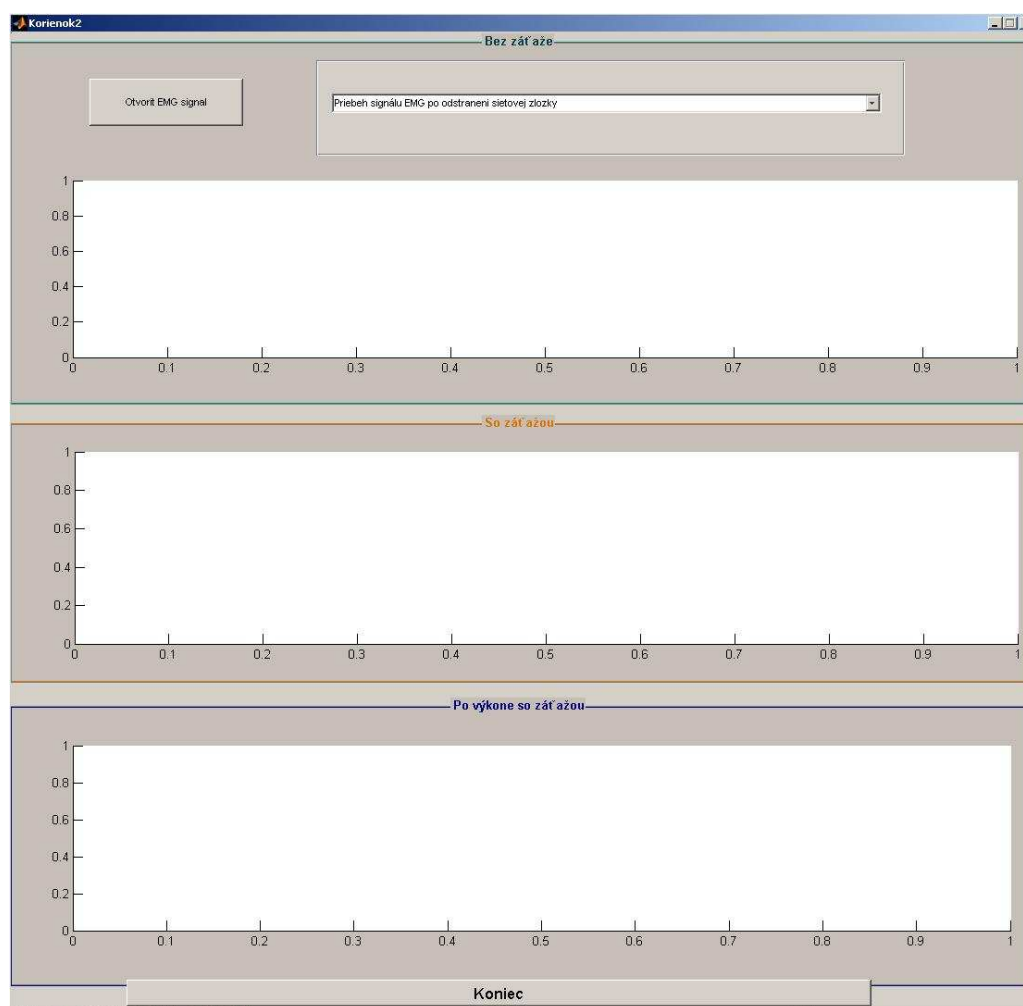


obr. 15 Ukážka \*.m. file v GUIDE

## 6.3 Prezentácia priebehov

Merané priebehy signálov v grafickom prostredí GUIDE sú znázornené na obr.16. Pozostáva z troch okien, v ktorých prebiehajú signály predstavuje tá istá osoba len v iných fyzických stavoch. Rozlišujem tri rôzne fyzické vzťahy bez záťažou, so záťažou, a po výkone so záťažou [viz.4.3]. Pre výber signálu osôb slúži tlačítko 'Otvoriť EMG signál', kde si vybere či sa jedná o pravú, alebo ľavú nohu. Na výber a názornosť má užívateľ k dispozícii osem rôznych analýz vrátane samotného načítania.

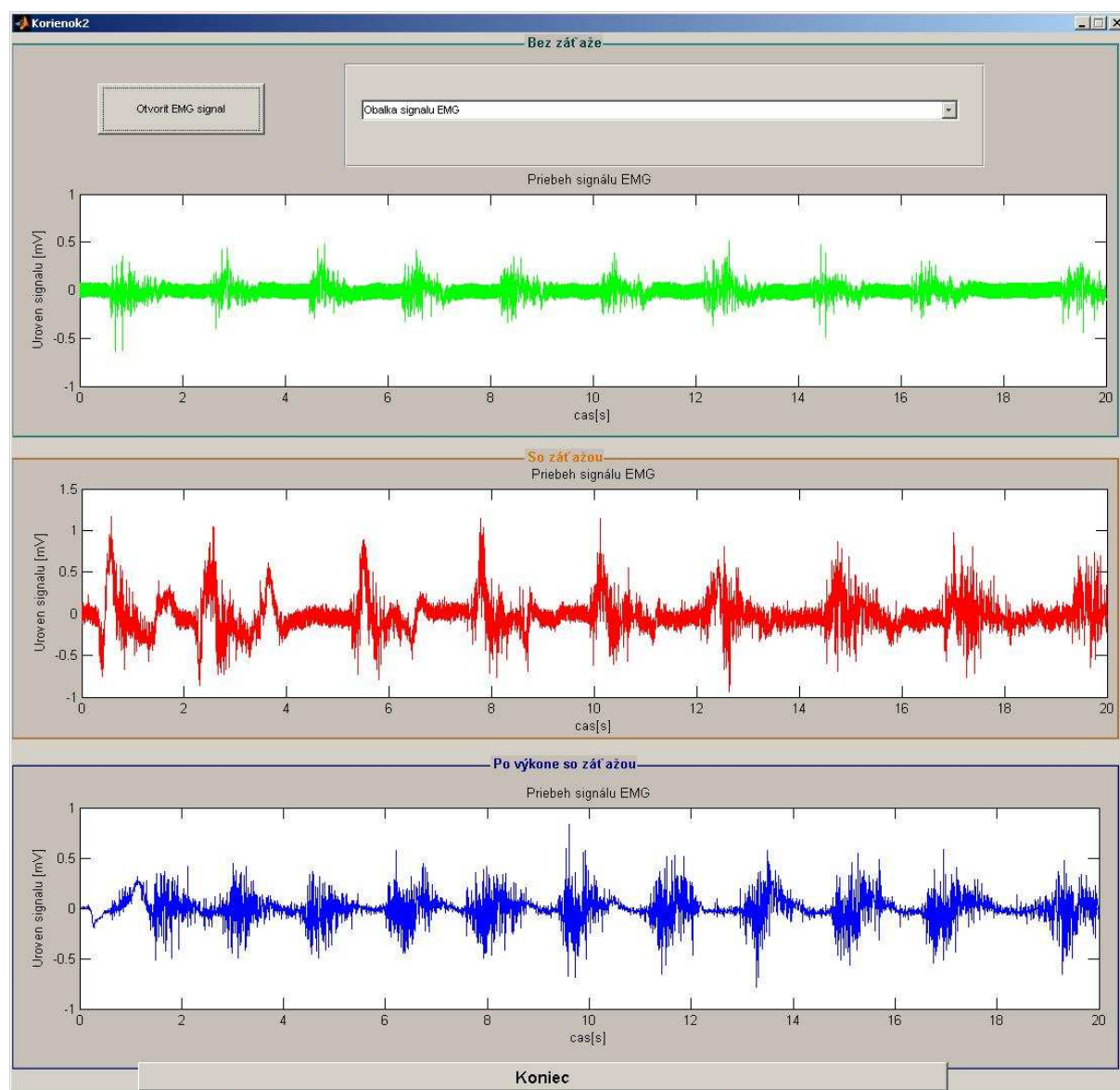
1. Priebeh signálu EMG
2. Priebeh signálu EMG po odstranení siet'ovej zložky
3. Priebeh signálu EMG po zarovnaní
4. Položenie EMG signálu na nulovú hodnotu
5. Zobrazenie amplitudového spektra signálu EMG
6. EMG-amplitudové spektrum po odstranení siet'ovej zložky
7. Absolutná hodnota EMG
8. Obalky EMG



Obr. 16 Samotný zobrazovací program GUIDE

### 6.3.1 Priebeh signálu EMG

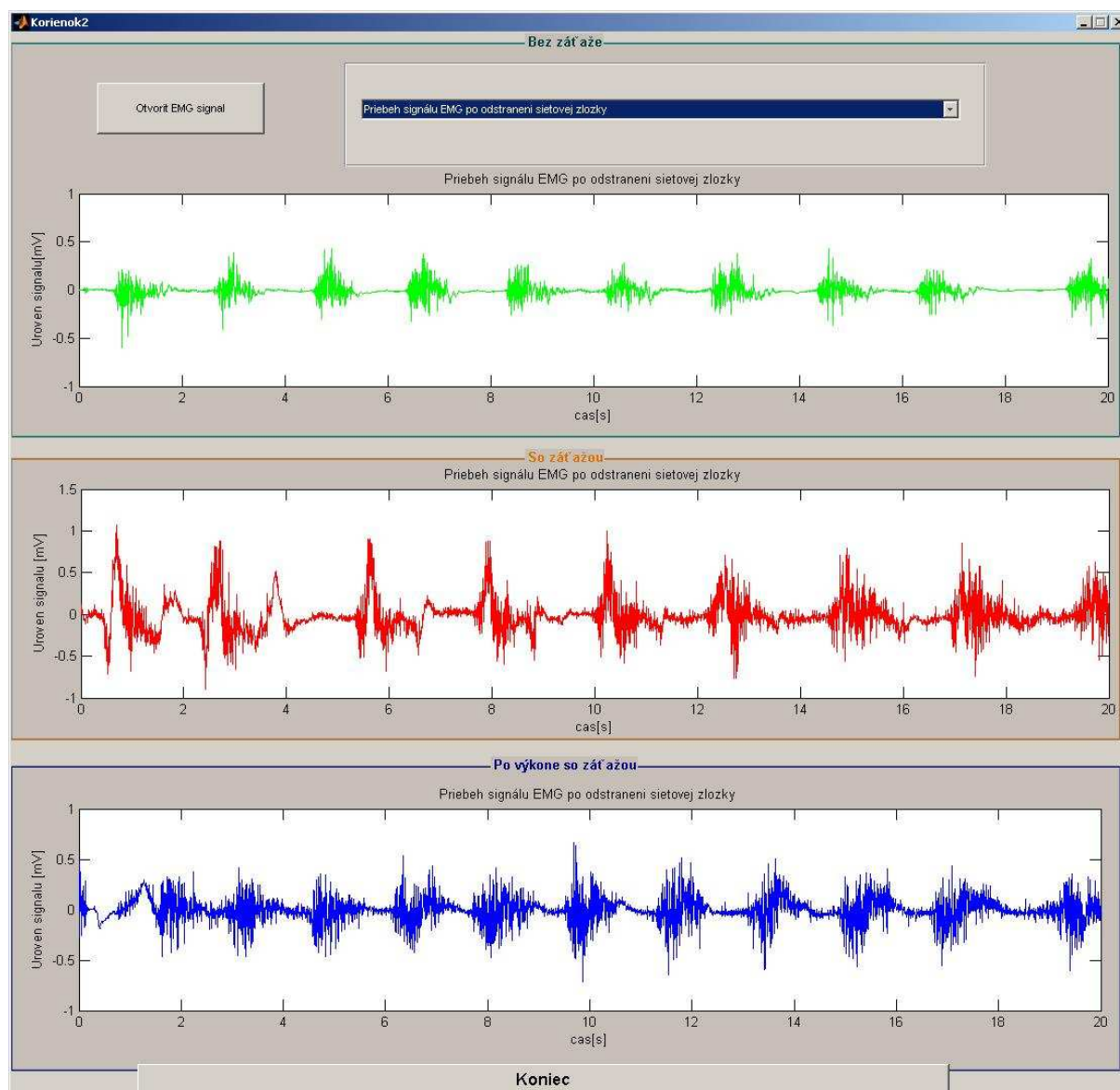
Z nameraných štatistík pomocov BIOPAC sa presunuly data pomocov súboru s príponou \*.m. do grafického prostredia GUIDE a po načítaní výsledný priebeh sa zhodoval s priebehom zobrazeným v Biopacu obr. 17.



Obr. 17 Priebeh signálu EMG

### 6.3.2 Priebek signálu EMG po odstranení sieťovej zložky

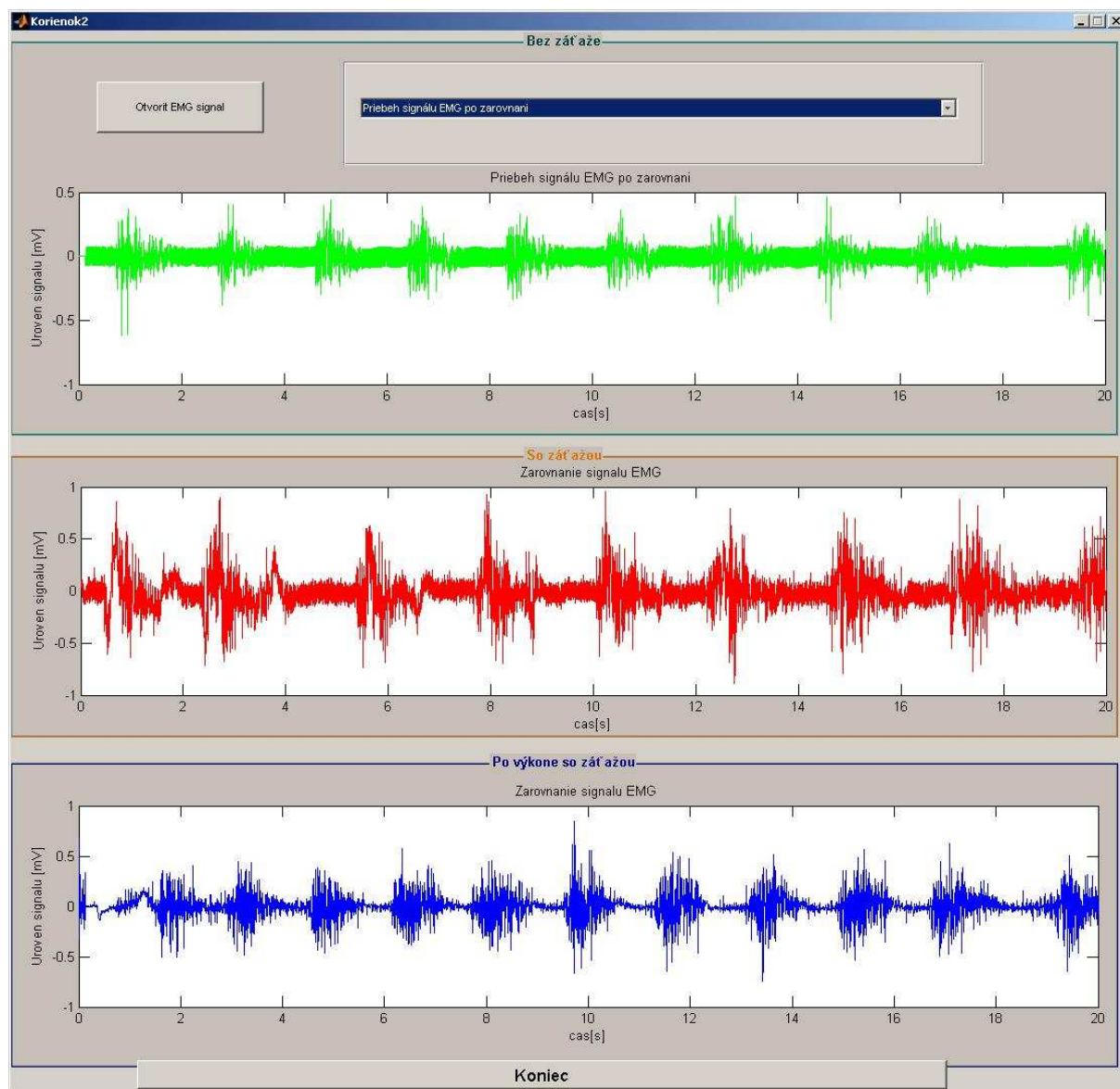
Týmto signálom sa rozumie signál z predchádzajúceho priebehu ktorým vyfiltrujeme (odstránime) pásmovou prepustou s meznými kmitočtami 44-56 Hz. Týmto bola vyfiltrovaná (odstránená) zložka na 50Hz. Výsledkom je signál obr.18.



Obr. 18 Priebek signálu EMG po odstranení sieťovej zložky

### 6.3.3 Priebeh signálu EMG po zarovnaní

K zarovnaníu signálu bol pôvodný signál fitovaný hornou prepustňou s meznou frekvenciou 2Hz. Treba poznamenať, že tento zarovnaný signál pre neskoršie použitie napr. obálky signálu alebo absolútna hodnota signálu použitý nejde, pretože zarovnaním sa môže zarovnať aj tie zložky signálu, ktoré by slúžili pre ďalšiu úpravu signálu obr.19.

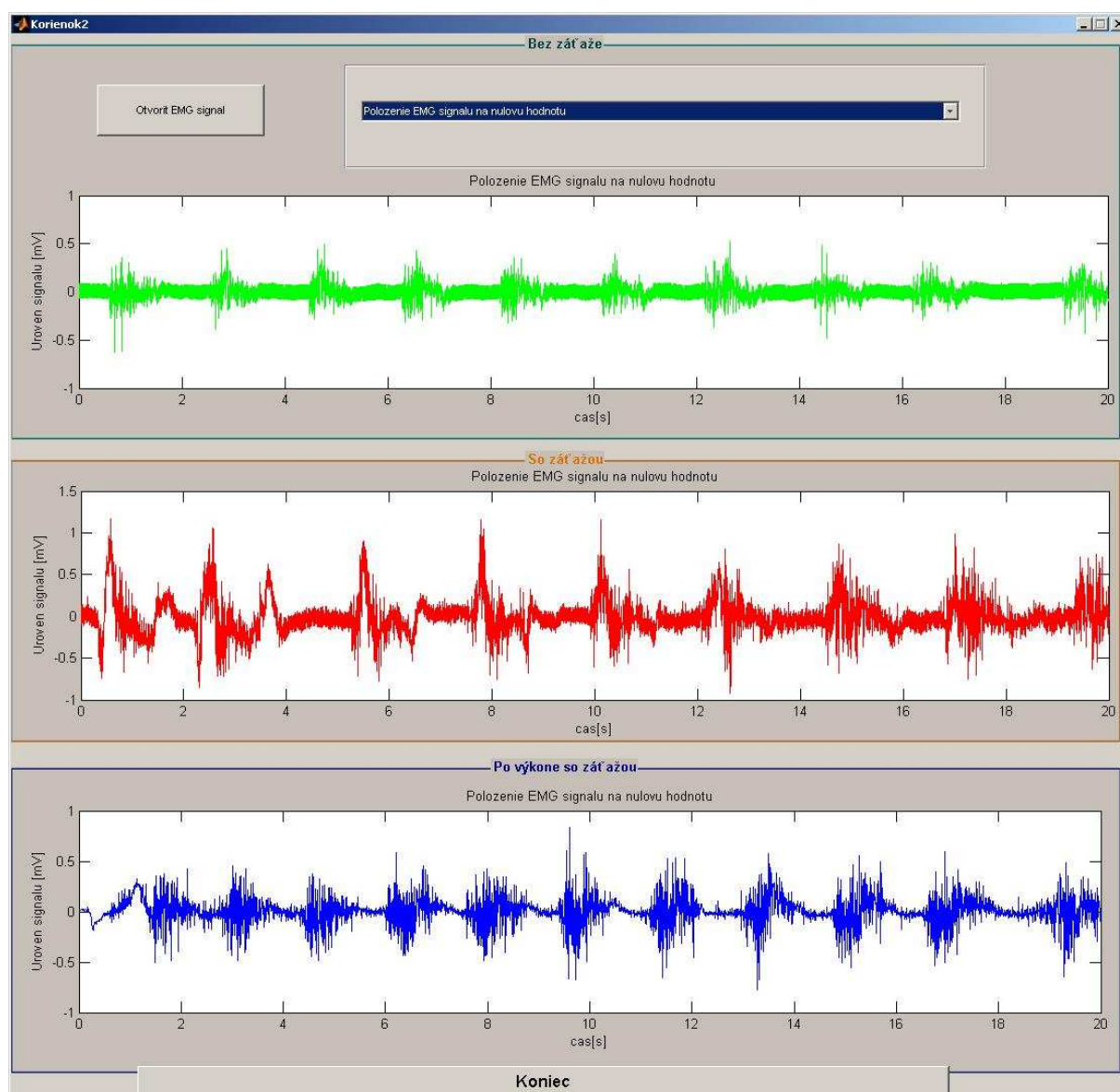


Obr. 19 Priebeh signálu EMG po zarovnaní



### 6.3.4 Položenie EMG signálu na nulovú hodnotu

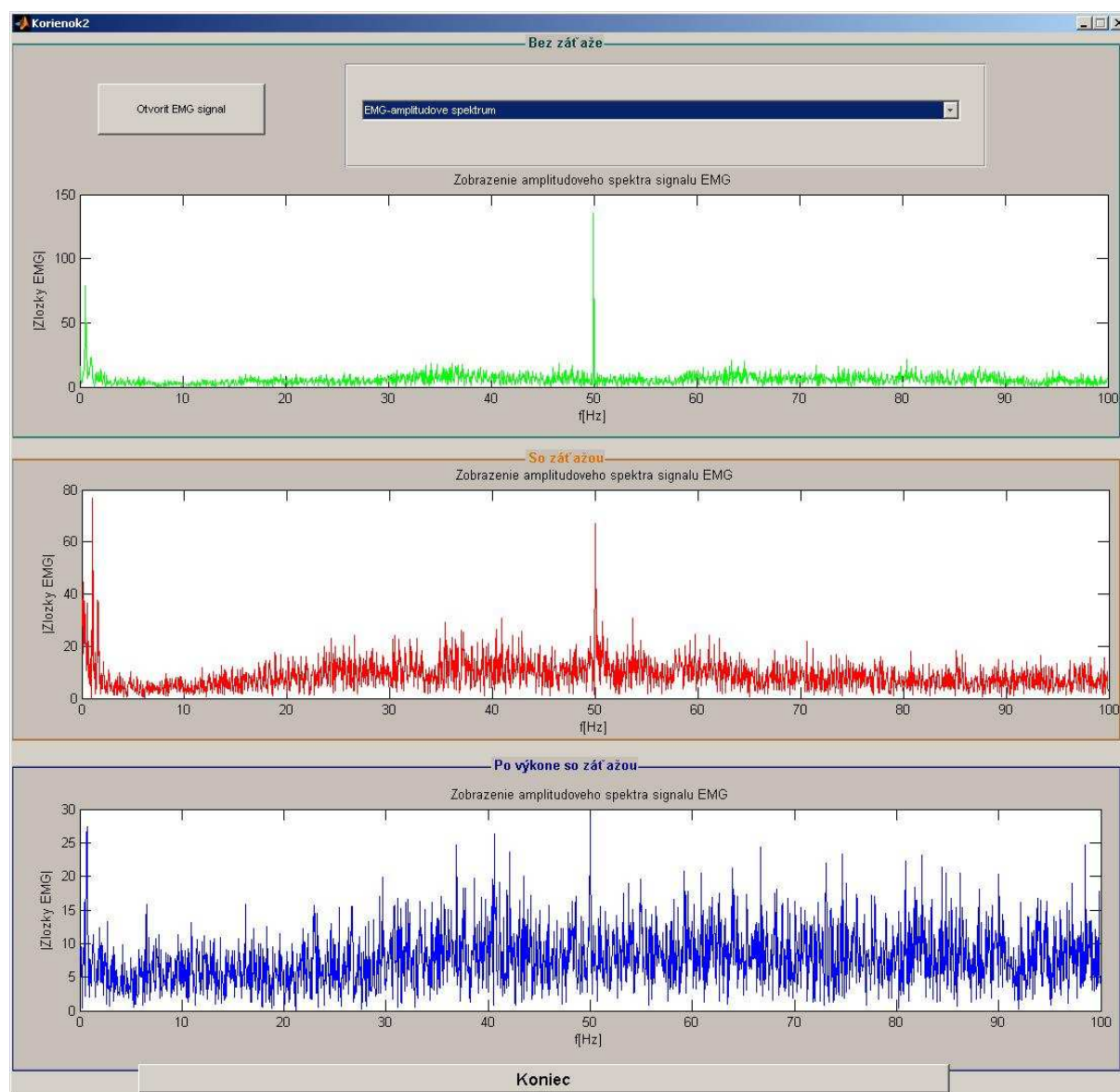
V tomto prípade bol načítaný pôvodný signál EMG bol prevedený do frekvenčnej oblasti. Odstránená bola prvá zložka spektra. Tým signál položil na nulovú hodnotu. Pti pohľadu na amplitudové spektra viz ďalej je petrné že jednosmerná zložka (prvá spektrálna čiara) je zanedbatelná. Pôvodný zmeraný signál EMG je u väčšiny prípadov takmer položený na nulovú hladinu. Tento fakt ide vidieť na obr kde horný signál predstavuje pôvodný signál a dolný predstavuje signál na nulovej hodnote. Oba signály sú takmer zhodné obr.20.



Obr. 20 Položenie EMG signálu na nulovú hodnotu

### 6.3.5 Zobrazenie amplitudového spektra signálu EMG

Opäť pracujeme s pôvodným signálom kde ho prevedieme rýchlou Fourierovou transformáciou do spektrálnej oblasti. Pomocou funkcie v matlabu `abs` (signál) upravíme komplexné spektrum na amplitudové. Tu si treba povšimnúť prvej spektrálnej čiary, kde vo väčšine prípadov je pomerne nízka viz kapitola polozenie EMG signálu na nulovú hodnotu obr.21

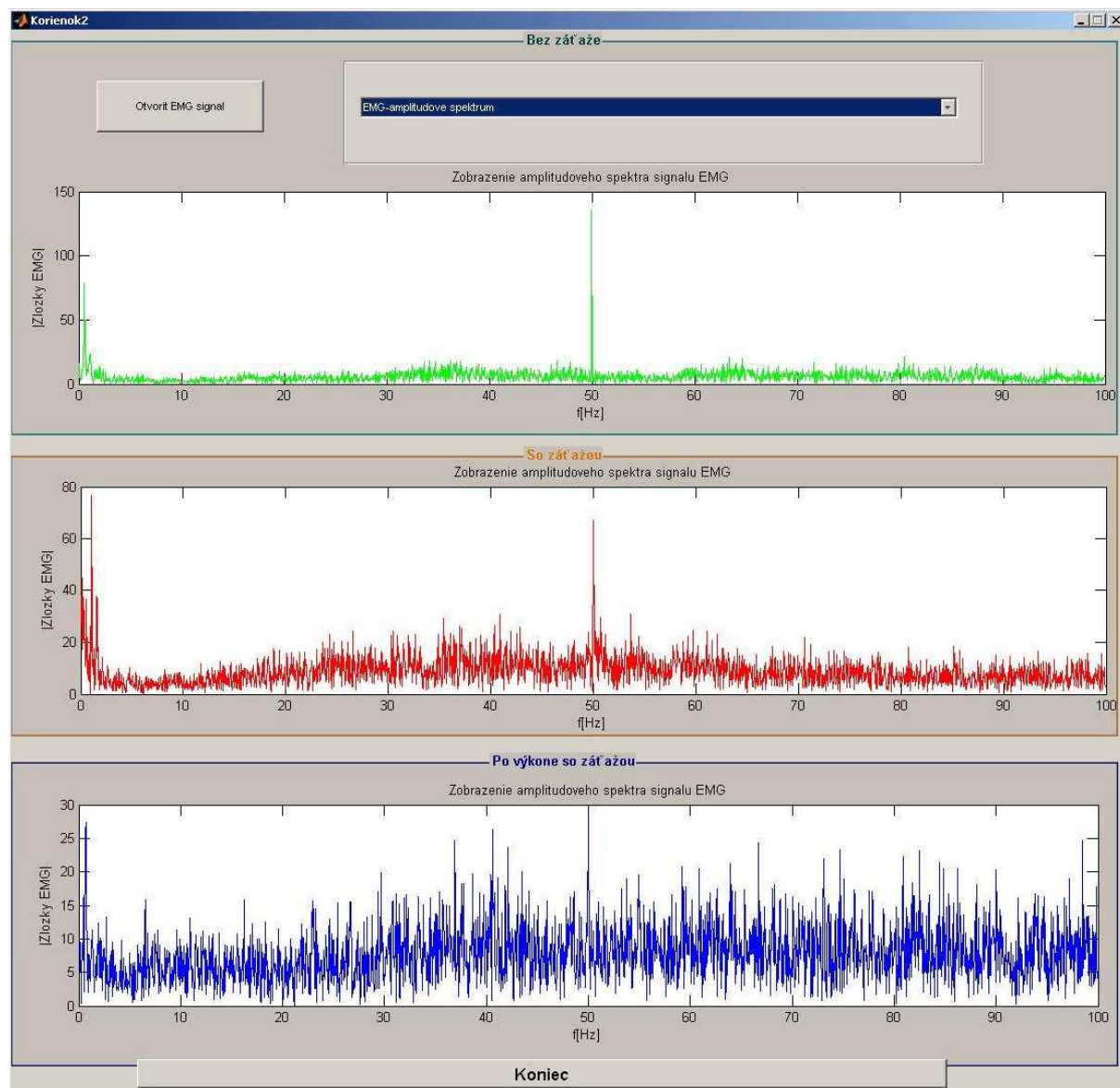


obr.21 Zobrazenie amplitudového spektra signálu EMG



### 6.3.6 EMG- Amplitudové spektrum po odstránení siet'ovej zložky

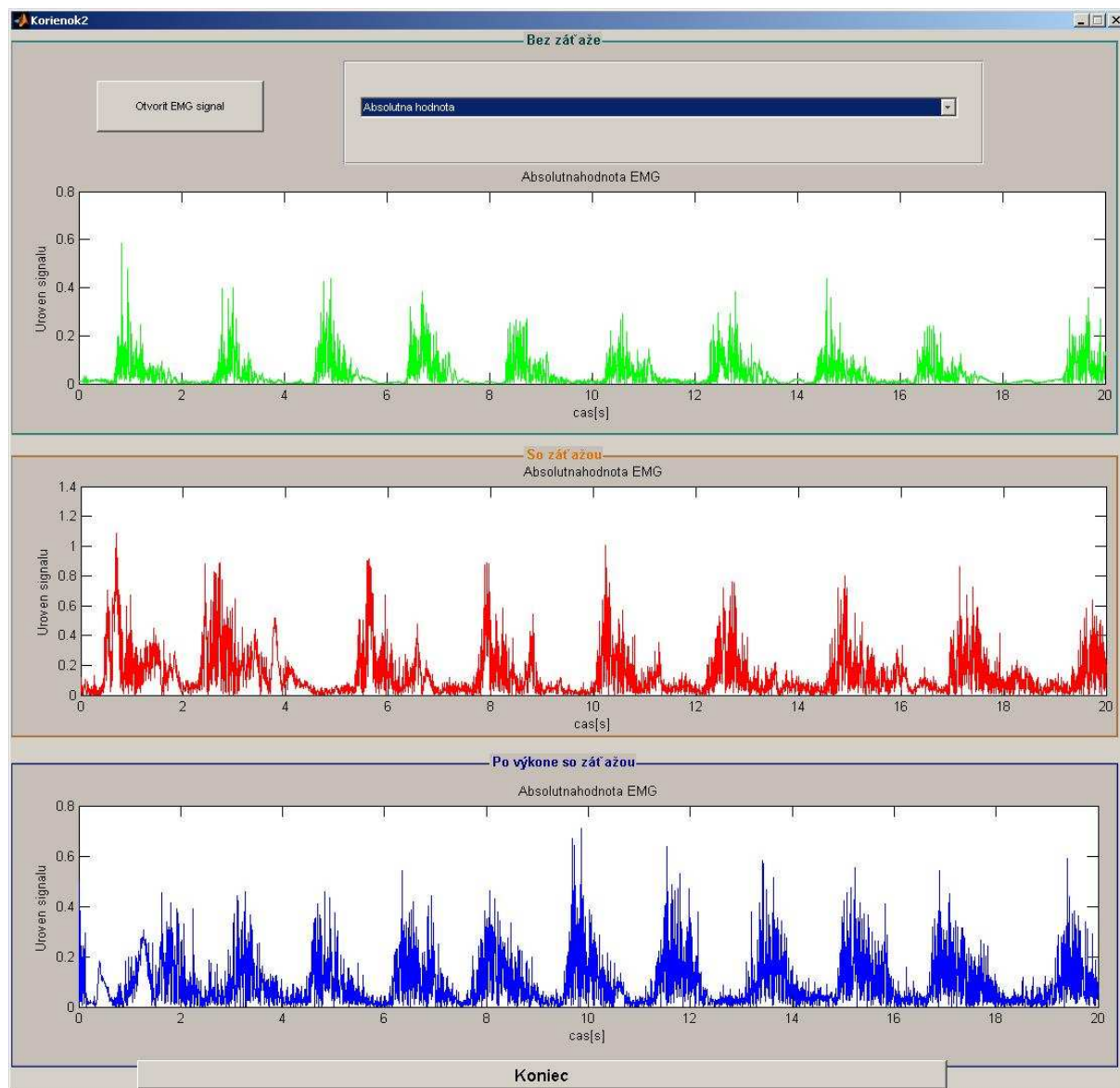
V podstate sa jedná o zobrazenie amplitudového spektra signálu EMG, kde je pásmová zádrž na kmitočtoch 44-56 Hz obr.22



obr.22 amplitudové spektrum po odstránení siet'ovej zložky

### 6.3.7 Absolútna hodnota EMG

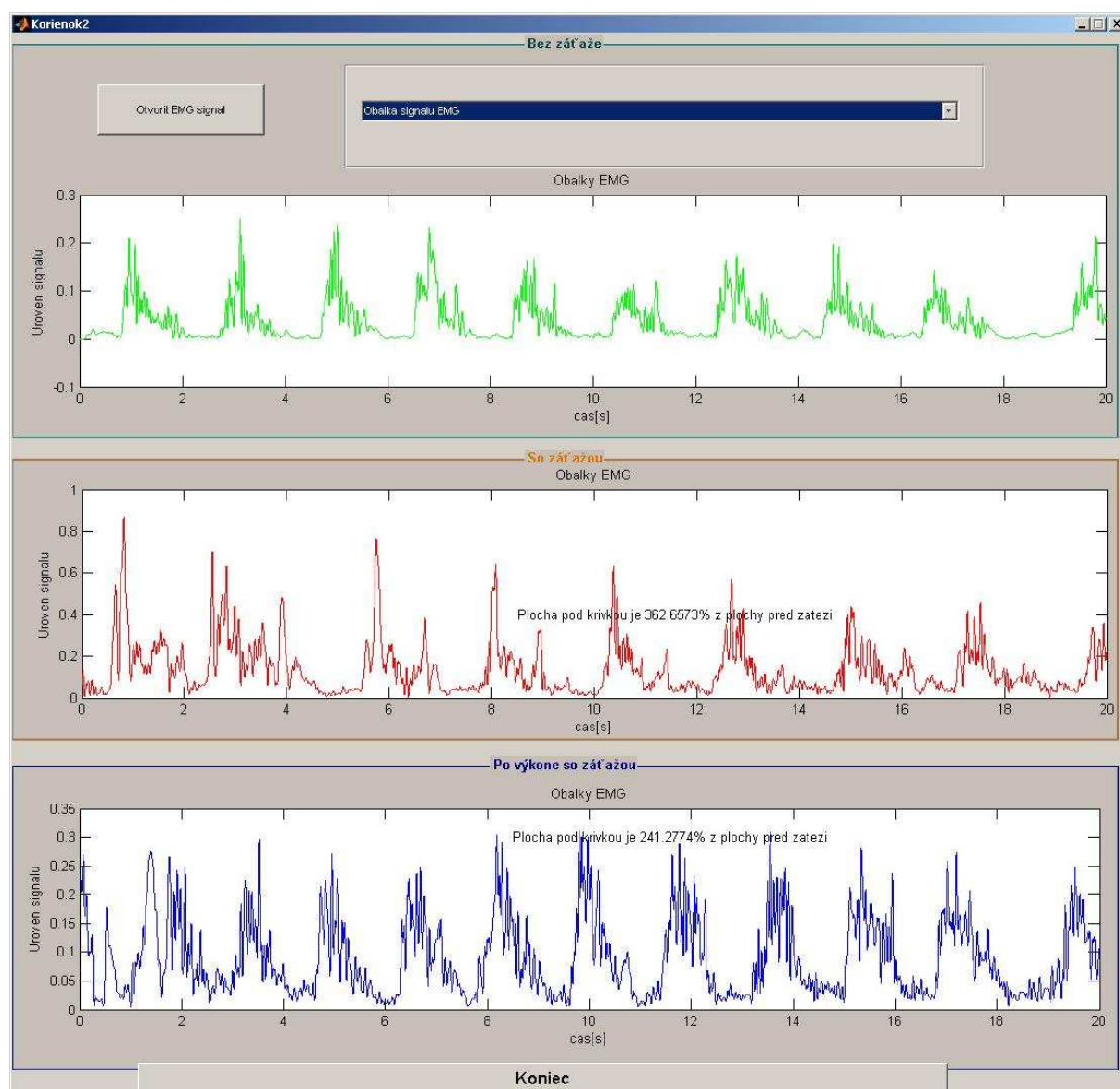
K tejto úprave došlo v dôsledku spracovania pôvodného signálu pásmovou zádržou na kmitočtoch 44-56 Hz (odstránenie sieťového rušenia). Pomocou rýchlej Fourierovej transformácie sme previedli signál do frekvenčnej oblasti kde sme odstránili prvú spektrálnu čiaru a inverznou Fourierovou transformáciou sme prešli späť do oblasti časovej pre polozenie signálu na nulovú hodnotu. Po tejto úprave sa pomocou matlabovskej funkcie `abs` signal dostala absolútna hodnota na obr, pripravený na detekciu obálok viz nasledujúca kapitola Obalky EMG obr.23



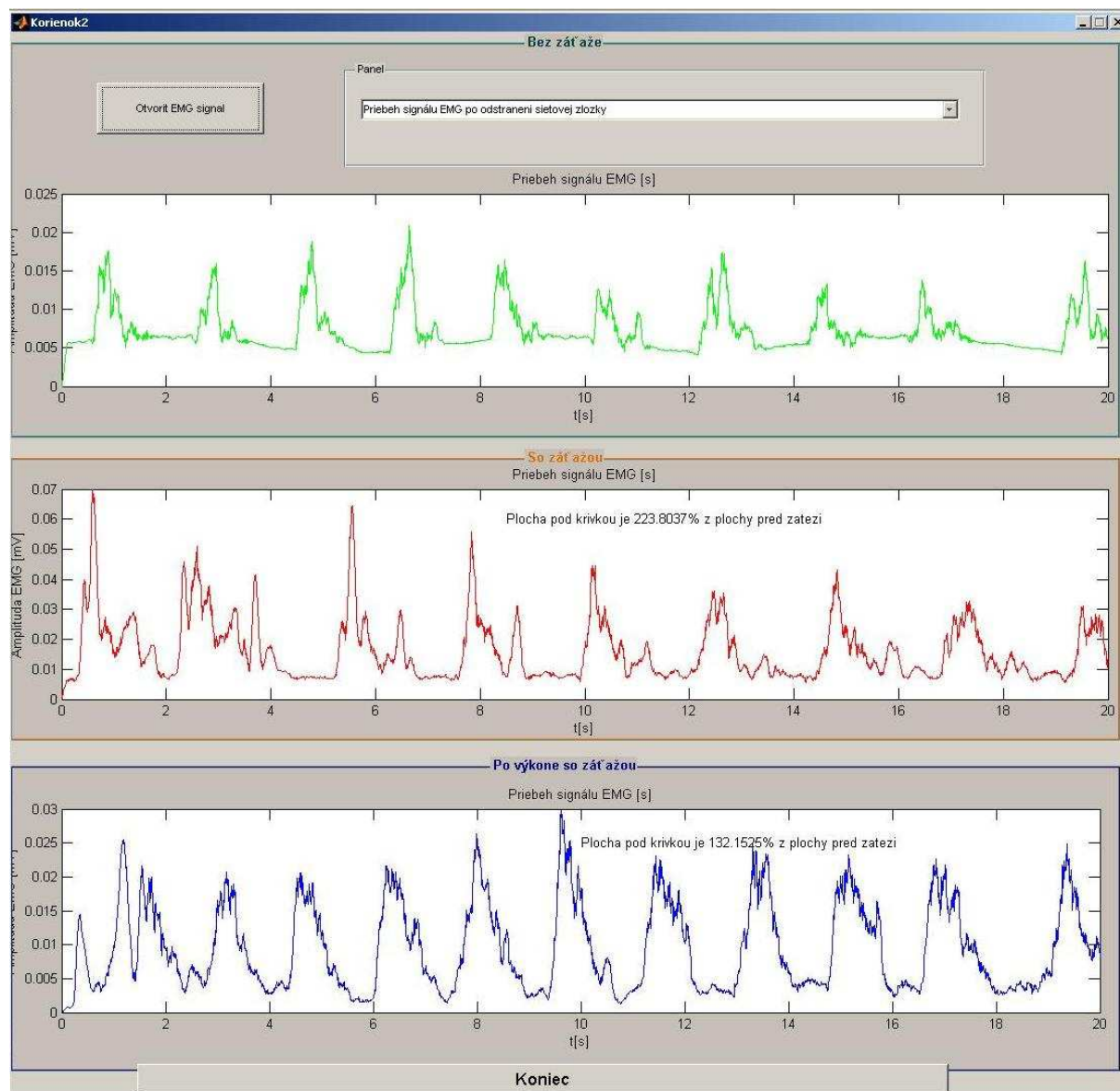
Obr.23 Absolútna hodnota EMG

### 6.3.8 Obálky EMG

Popísali sme absolútnu hodnotu EMG a k dosiahnutiu jej obálky sme tento signál vyfiltrovali dolnou prepustňou. Oproti ostatným priebehom sa tento líši svojím výpočtom kde som zahrnul plochu pod krivkou. Znáznornená je v percentách a je vzťahovaná k hodnote bez záťaže ktorá predstavuje 100 %. A tak v hodnote po záťaži a po výkone dôjde zpravidla k jej percentálnemu navýšeniu. obr.24. Pre porovnanie ja tento signál rovnakej osoby komparovaný so signálom integrovanej hodnoty v Biopacu obr.25 a ich tvar je percentuálne vyjadrenie takmer zhodné obr.24.



Obr.24 Obálky EMG zobrazené Guidom



Obr.25 Obálky EMG zobrazené BIOPACOM

# Záver

Elektrická aktivita svalov je problematika, ktorá sa v praxi využíva ako zmenou elektromyografickej krivky. Môže vzniknúť pri rôznych patologických stavov: napríklad pri poškodení periférneho nervu. Keďže nemám potrebné vedomosti, k určeniu stavu patologického, mojou problematikou bolo zistenie správania sa pri jeho záťaži a po výkonovom stave. Meranie sa uskutočnilo na vzorkoch osem osôb. Namáhaný bol pri tom lýtkový sval. Jeho kontrakcie boli zmerané systémom Biopac v troch fázach. V Prvej sval nebol vystavený záťaži. V druhej ako záťaž sa brala vlastnú váha meranej osoby, kde sa pohybovala medzi 60 až 80 kilogramami. V tretej bol vystavený intenzívnemu cvičeniu, v ktorom došlo k jeho únave a zopakovalo sa meranie z predchádzajúceho bodu. Vo všetkých troch bodov sa v priebehu 20 sekúnd kontrakcie opakovali 10 krát na ľavej aj pravej nohe. Data som získal pomocou programového vybavenia Biopac, kde som vo výpočte bral do úvahy integrálne hodnoty analogového signálu vzruchov, viz kap3.3. Overil som dve štatistické významnosti párovým obojstranným t-testom. V prevej z nich som vyvrátil počiatočnú hypotézu a to že Fyzická záťaž nemá vplyv na amplitudu EMG t-testom. Vplyv tejto záťaže s intervalom pro  $\mu$  so spoľahlivosťou 0,95 bol  $t = 10,947$ . Oproti kritickej hranici  $t_k = \pm 2,306$  so stupňom voľnosti 7 je vyšší a to niekoľko násobne. Treba podotknúť, že minimálny počet osob na vyhodnotenie párového t-testu je 10 osôb oproti mojím 8. Vplyv hodnoty t je však natoľko rozdielne, že to pokladám za vierohodné. Druhou štatistickou významnosťou som kladne overil alternatívnu hypotézu, ktorá znela: fyzická únava má vplyv na amplitudu EMG. Zaujímavosťou tohoto overenia bolo, že sa prakticky nezmenil spôsob merania oproti meraniu so záťažou. Zmenili sa len jeho počiatočné podmienky a to že sval bol meraný približne po 10 minútovom intenzívnom cvičení. Vplyv tejto záťaže s intervalom pro  $\mu$  so spoľahlivosťou 0,95 bol  $t = -5,922$ . Oproti kritickej hranici  $t_k = \pm 2,306$  so stupňom voľnosti 7 je vyšší a to viac ako dvojnásobne. Toto bolo overenie z hľadiska štatistického. Ku grafickému zobrazeniu poslúžilo programové vybavenie Matlabu-Guide, v ktorom bol naprogramovaný program. Tento program vyhodnocuje a analyzuje namerané signály. Do analýz patrí: priebeh signálu EMG, priebeh signálu EMG po odstránení sietovej zložky, Priebeh signálu EMG po zarovnaní, polozenie EMG signalu na nulovú hodnotu, Zobrazenie amplitudového spektra signalu EMG, EMG-amplitudové spektrum po odstránení sietovej zložky, absolutna hodnota EMG, obálky EMG. Z amplitudového spektra ide vidieť, že vo väčšine prípadov bola jednosmerná zložka (prvá spektrálna čiara) zanedbateľná, na rozdiel od rušenia zo siete (výrazná spektrálna čiara). Nielen štatistickým overením, ale aj analýzou obálok (percentuálne vyjadrenie pomeru ploch) sa zistil pokles celkovej aktivity svalu po výkone (na rozdiel od práce svalu so záťažou). Pre yrovnanie sú ovedené obálky z prostredia Biopac a obálky programované v matlabu K poklesu aktivity prikladám ako submaximálne cvičenie s nízkou intenzitou, ktorá stimuluje nižšiu odozvu kortizolu ako intenzívne cvičenie. Kortizol je katabolický hormón spôsobujúci rozklad bunkových bielkovín. Hladina kortizolu stúpa s predlžovaním intenzívneho cvičenia. Výrazné zvýšenie hladiny kortizolu spôsobuje zníženie hladny testosterónu priamym zabraňovaním jeho tvorby. Pri svalovej práci nastáva po určitom čase svalová únava, ktorá sa objektívne prejaví znížením výkonu (alebo prípadným prerušením činnosti) a subjektívne špecifickým pocitom vyčerpania, ktorý závisí od povahy, dĺžky a intenzity telesnej aktivity a trénovanosti. Prejavom svalovej únavy sú stuhnuté svaly. K tomu príkladám nahromadenie metabolitov (spravidla škodlivé splodiny premeny látok, napr. močovina, soli kyseliny mliečnej, pyrohroznovej a pod.) v svalových vláknach.

# **Zoznam použitej literatúry**

- [1] Keller O.: Obecná elektromyografie, Vydavateľstvo: Triton, 1999
- [2] Honzíková N, Honzík P.: Biologie člověka. Brno: CERM, 2003
- [3] CHMELÁŘ, M. Lékařská přístrojová technika I. Brno: CERM, 1995
- [4] Biopac Systems, Inc.(online). Stránky Biopac: <[www.biopac.com](http://www.biopac.com)>
- [5] Otáhal J.: Patobiomechanika a Patokinesiologie < [biomech.ftvs.cuni.cz](http://biomech.ftvs.cuni.cz)>
- [6] Fajmon, B., Růžicková, I. :Matematika 3. Brno: UMAT VUT, 2005
- [7] Fajmon, B., Koláček, J.: Pravděpodobnost, statistika a operační výzkum. Brno: UMAT VUT, 2005
- [8] Zaplatílek K., Doňat B.: Matlab začínáme se signály: Praha, Ben, 2006
- [9] Zaplatílek K., Doňat B.: Matlab tvorba uživatelských aplikací : Praha, Ben, 2004
- [10] Jan J.: Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů: Brno, Vutium, 2002

## Príloha I: Data pre štatistické spracovanie z nameraných hodnôt

Meraná osoba č. 1											
Vzorka kontrakcie	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Priemerná hodnota
Bez záťaže P [mV]	13,25	12,27	11,37	16,33	16,89	12,47	10,77	15,67	11,32	13,11	12,86
Bez záťaže L [mV]	12,52	10,25	13,94	16,52	11,11	10,18	13,24	11,16	12,16	11,66	
So záťažou P [mV]	22,37	21,27	26,96	23	25,47	27,32	29,13	31,68	33,27	34,63	31,00
Za Záťažou L [mV]	38,27	41,78	46,83	37,56	29,77	35,08	26,1	32,65	29,57	28,16	
Po výkone so záťažou P [mV]	23,34	26,26	25,93	21,08	20,27	19,58	22,56	16,16	20,1	20,58	21,43
Po výkone so záťažou L [mV]	19,4	17,97	17,27	20,29	23,99	27,92	20,51	22,59	20,51	22,84	
Meraná osoba č. 2											
Vzorka kontrakcie	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Priemerná hodnota
Bez záťaže P [mV]	11,26	14,47	12,99	11,84	9,6	13,85	10,37	12,51	10,46	12,69	14,87
Bez záťaže L [mV]	14,65	14,67	15,34	17,63	16,68	21,09	17,73	24,11	18,49	16,24	
So záťažou P [mV]	34,11	22,57	25,87	31,37	29,66	32,74	28,66	30,18	29,18	33,87	34,14
So záťažou L [mV]	43,98	47,97	28,06	36,85	31,45	37,53	38,71	43,2	42,5	35,41	
Po výkone so záťažou P [mV]	17,04	21,39	21,53	20,53	22,93	19,64	23,19	13,84	19,25	24,61	26,80
Po výkone so záťažou L [mV]	28,29	38,77	39,45	32,44	32,51	33,28	33,08	39,08	26,2	27,96	

Meraná osoba č. 3											
Vzorka kontrakcie	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Priemerná hodnota
Bez záťaže P [mV]	7,16	9,97	10,28	9,31	10,77	8,16	11,06	8,52	11,44	16,89	13,62
Bez záťaže L [mV]	12,54	17,77	21,45	22,34	19,47	12,84	19,41	15,37	17,33	11,11	
So záťažou P [mV]	33,79	35,41	37,92	38,02	33,04	36,08	34,75	32,94	35,26	25,47	39,96
So záťažou L [mV]	48,83	36,12	43,81	45,45	49,92	54,28	45,73	35,51	42,48	29,77	
Po výkone so záťažou P [mV]	26,24	21,89	27,76	18,77	19,5	23,55	20,85	21,48	25,92	20,27	26,81
Po výkone so záťažou L [mV]		21.49	26,01	41,89	28,12	20,53	21,06	45,568	39,87	23,99	
Meraná osoba č. 4											
Vzorka kontrakcie	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Priemerná hodnota
Bez záťaže P [mV]	15,2	12,96	10,29	11,41	9,26	11,65	11,98	9,31	15	9,6	10,99
Bez záťaže L [mV]	8,1	9,93	9,65	9,43	10,46	11,56	9,48	10,63	11,56	16,68	
So záťažou P [mV]	42,56	36,42	30,56	29,72	35,52	33,18	27,18	32,45	29,11	29,66	31,75
So záťažou L [mV]	40,51	31,72	23,11	41,58	36,02	23,62	29,53	23,82	24,84	31,45	
Po výkone so záťažou P [mV]	25,51	27,82	23,35	22,74	23,82	25,42	22,56	28,28	19,97	22,93	26,04
Po výkone so záťažou L [mV]	34,84	26,11	29,46	28,61	25,41	28,63	26,98	22,74	26,41	32,51	



Meraná osoba č. 5											
Vzorka kontrakcie	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Priemerná hodnota
Bez záťaže P [mV]	10,71	11,05	9,75	9,81	10,27	10,03	10,22	11,54	10,63	10,77	12,80
Bez záťaže L [mV]	12,48	17,65	18,31	14,72	16,29	16,07	13,76	14,65	12,44	19,47	
So záťažou P [mV]	21,43	19,44	18,65	21,96	24,03	22,93	24,33	26,21	33,61	33,04	27,14
So záťažou L [mV]	24,71	26,84	37,89	25,11	30,24	35,78	36,17	29,78	29,46	49,92	
Po výkone so záťažou P [mV]	19,25	18,52	20,2	22,93	21,89	22,58	20,53	21,9	22,35	19,5	21,87
Po výkone so záťažou L [mV]	21,14	19,85	22,54	21,91	23,45	21,68	25,63	22,78	24,55	28,12	
Meraná osoba č. 6											
Vzorka kontrakcie	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Priemerná hodnota
Bez záťaže P [mV]	9,12	7,39	7,85	8,44	7,95	11,65	11,09	11,88	11,98	9,26	10,32
Bez záťaže L [mV]	9,5	11,18	10,97	11,24	11,47	10,26	11,33	10,81	11,65	10,46	
So záťažou P [mV]	25,52	21,08	19,18	29,26	24,66	28,35	27,03	37,21	32,56	35,52	27,39
So záťažou L [mV]	32,51	21,8	29,83	21,08	28,18	32,71	28,5	23,92	29,62	36,02	
Po výkone so záťažou P [mV]	26,32	25,48	29,48	21,79	29,85	28,66	23,6	27,16	29,57	23,82	25,55
Po výkone so záťažou L [mV]	19,06	30,18	23,28	22,61	26,8	27,49	23,17	22,9	22,49	25,41	

Meraná osoba č. 7											
Vzorka kontrakcie	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Priemerná hodnota
Bez záťaže P [mV]	15,85	16,68	8,49	11,86	10,65	15,75	14,7	9,03	8,73	10,27	12,82
Bez záťaže L [mV]	11,63	14,81	13,74	11,29	12,98	14,01	10,86	15,63	14,01	16,29	
So záťažou P [mV]	24,58	38,23	33,52	28,42	32,41	29,61	27,05	40,05	30,35	24,03	30,92
So záťažou L [mV]	26,43	32,71	28,59	26,25	27,98	26,13	28,75	36,82	38,64	30,24	
Po výkone so záťažou P [mV]	22,95	31,74	22,32	28,51	23,69	25,72	26,29	25,66	27,98	21,89	25,07
Po výkone so záťažou L [mV]	17,75	23,64	22,64	29,15	24,57	28,81	24,17	22,61	21,73	23,45	
Meraná osoba č. 8											
Vzorka kontrakcie	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Priemerná hodnota
Bez záťaže P [mV]	11,54	13,68	14,36	12,65	11,82	11,92	13,13	11,46	11,58	7,95	12,64
Bez záťaže L [mV]	12,54	12,02	11,78	15,68	13,96	12,11	13,98	13,47	9,82	11,47	
So záťažou P [mV]	26,11	27,48	31,51	30,61	32,18	26,54	27,19	24,98	29,62	24,66	30,05
So záťažou L [mV]	32,49	35,15	31,91	29,54	27,63	28,21	33,88	31,65	34,26	28,18	
Po výkone so záťažou P [mV]	22,74	26,54	21,91	19,12	21,71	27,36	24,09	21,3	19,52	29,85	23,12
Po výkone so záťažou L [mV]	19,67	21,85	23,1	28,11	24,56	21,19	27,88	20,22	25,36	26,8	